

Aus der Hals-Nasen-Ohrenklinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. K.-H. Vosteen

DER ATEMSTROM DURCH HYPOPHARYNX, LARYNX UND TRACHEA
UNTER PHYSIOLOGISCHEN UND PATHOLOGISCHEN BEDINGUNGEN

Habilitationsschrift

der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf
zur Erlangung der Venia legendi
für das Fach
Hals-Nasen-Ohrenheilkunde

vorgelegt von:
Dr. med. Jürgen Lamprecht
aus Eutin

1985

Aus der Hals-Nasen-Ohrenklinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. K.-H. Vosteen

DER ATEMSTROM DURCH HYPOPHARYNX, LARYNX UND TRACHEA
UNTER PHYSIOLOGISCHEN UND PATHOLOGISCHEN BEDINGUNGEN

Habilitationsschrift

der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf
zur Erlangung der Venia legendi
für das Fach
Hals-Nasen-Ohrenheilkunde

vorgelegt von:
Dr. med. Jürgen Lamprecht
aus Eutin

1985

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	1
1.1 Strömungsphysikalische Vorbemerkungen	10
2 Fragestellung und Zielsetzung	18
3 Methodik	19
3.1 Das Meßgerät	19
3.2 Messungen des laryngealen Widerstandes an tracheotomierten Patienten	22
3.3 Experimentelle Untersuchungen an Hals- organen von Leichen	22
3.4 Experimente an Hypopharynx-Larynx- Trachea-Modellen	26
3.5 Imitation von Larynx- und Trachea- Stenosen im Modell	38
3.6 Auswertung der Druckvolumenkurven	46
3.7 Sichtbarmachen von Strömungen	48
4 Ergebnisse	57
4.1 Vergleich Modelle - Leichenpräparat	57
4.2 Messungen des laryngealen Widerstandes an tracheotomierten Patienten	59
4.3 Messungen des laryngealen Widerstandes an exstirpierten tumortragenden Kehlköpfen	64
4.4 Widerstandsmessungen an Hypopharynx- Larynx-Trachea-Modellen mit graduierten Larynx- oder Trachea-Stenosen	73
4.4.1 Einengungen am Kehlkopf	73
4.4.2 Einengungen der Trachea	87
4.5 Beobachtung der Strömung	101
5 Diskussion	111
6 Zusammenfassung	143
7 Literatur	146



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548821_0003

1 Einleitung

Der Larynx liegt an der Kreuzungsstelle des Atemweges mit dem Speiseweg; er hat daher 3 wesentliche Funktionen zu erfüllen:

- Schutz der unteren Atemwege vor Aspiration,
- Stimmgebung und
- die Weiterleitung der Atemluft aus den oberen in die unteren Luftwege und umgekehrt.

Kehlkopf und obere Luftröhre werden diesen Funktionen durch ihren anatomischen Bau gerecht. Das Kehlkopfskelett besteht aus Schildknorpel, Ringknorpel, Gießbecken- oder Stellknorpel, Kehldeckel und einigen kleinen, unbedeutenden Knorpeln. Diese Knorpel sind durch Gelenke, Membranen und Bänder miteinander verbunden. Die Innen- und Rückfläche sind mit Schleimhaut ausgekleidet.

Der Kehlkopf "erhebt" sich von vorn unten kommend derart in den Schlund, daß die charakteristische Form des Hypopharynx entsteht: Unterhalb des Oropharynx mit dem Zungengrund und den Valleculae glossoepiglotticae teilt sich der Speiseweg links und rechts des Kehldeckels und der beiden aryepiglottischen Falten in die beiden Sinus piriformes, die sich hinter und unter dem Ringknorpel zum Speiseröhreneingang vereinigen. Die Postcricoidregion erlaubt lediglich während des Schluckaktes eine Speisepassage, während der Respiration liegen die Rückfläche des Kehlkopfes und die Hinterwand des Hypopharynx einander eng an.

Auf dem Frontalschnitt durch den Kehlkopf sind drei Räume zu unterscheiden:

1. Der obere Raum, das Vestibulum laryngis, die Supraglottis, verjüngt sich vom Aditus laryngis nach unten

bis zur Rima vestibuli, dem sagittalen Spalt zwischen den beiden Plicae vestibulares (den Taschenbändern).

2. Der mittlere Raum, die Glottis, reicht von der Rima vestibuli bis zur Stimmritze, der Rima glottidis, der sagittalen Spalte zwischen den Plicae vocales (den Stimmbändern).
3. Der untere Raum, das Cavum infraglotticum, die Subglottis, liegt unterhalb der Stimmritze; er ist konisch und geht am Unterrand des Ringknorpels ohne besondere Grenze in die Luftröhre über.

Die Luftröhre hat annähernd Zylinderform. Ihre Dorsalwand ist abgeplattet, sie weist dort keine knorpelige Versteifung auf, sondern besteht lediglich aus einer bindegewebigen Membran (paries membranaceus).

Die Größenverhältnisse von Kehlkopf und Trachea sind je nach Lebensalter und Geschlecht verschieden. In der Kindheit sind Kehlköpfe von Jungen und Mädchen gleichen Alters im Mittel gleich groß. Während der Pubertät werden die Unterschiede deutlich: Der Wachstumsschub macht sich besonders beim Knaben bemerkbar. Beim heranwachsenden Mann nimmt die Länge der Stimmritze im Verlauf eines einzigen Jahres um das Doppelte, beim Mädchen um $\frac{2}{5}$ zu. Im Erwachsenenalter ist der Kehlkopf der Frau um etwa ein Drittel kleiner als der männliche, dessen Länge vom Kehldeckel bis zum Ringknorpelunterrand gemessen durchschnittlich 70 mm beträgt. Die Länge der Glottis macht bei der Frau im Mittel nur $\frac{3}{4}$ der Länge wie beim Mann aus.

Die Weite der Luftröhre hat nach LANZ und WACHSMUTH (1955) durchschnittlich ein solches Ausmaß, "daß der Mensch seinen eigenen Zeigefinger hineinstecken könnte".

Unter normalen Verhältnissen ist die Luftröhre immer weiter

als die Stimmritze, auch bei äußerster Abduktion der Stimmbänder. Die Achse der Luftröhre endet mit der Achse des Kehlkopfes bei normal aufrecht getragenen Kopf eines nach unten offenen Winkels von etwa 160° , mit dem Scheitel in Höhe des Ringknorpels.

Die ganze innere Oberfläche des Kehlkopfes, mit Ausnahme der Stimmlippe, des Stellknorpels und des Kehldeckels, ist bedeckt von einer Schleimhaut, welche ein mehrreihiges, flimmerndes Zylinderepithel, das sogen. "respiratorische" Epithel, trägt. Die Schleimhaut entbehrt weitgehend jeglicher Epithelverankerung und ist locker auf der Schleimhautunterlage verschieblich. Fast überall enthält sie gemischte Drüsen, die spärlich zähflüssigen Schleim absondern. Die Epiglottis, die Stellknorpel und die Stimmbänder sind von Plattenepithel bedeckt. Die Übergangszonen zwischen Plattenepithel und respiratorischem Epithel sind nicht eindeutig definiert, sie schwanken individuell. Die Luftröhre ist ebenfalls durch ein respiratorisches Epithel ausgekleidet.

Die Funktion der Weiterleitung der Atemluft aus den oberen in die unteren Luftwege und umgekehrt ist gestört, wenn es zu Einengungen des Querschnittes kommt. In dem Fachgebiet der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde ist uns eine Vielzahl von Möglichkeiten der Lumenverkleinerung von Hypopharynx, Larynx und Trachea bekannt. Auf physiologische, funktionelle Einengungen des in Rede stehenden Luftweges durch den Schluckakt (Verschluß des Kehlkopfeinganges durch die Epiglottis) oder durch die Stimmritzenverengung während des Hustens oder der Phonation soll in diesem Zusammenhang nicht eingegangen werden; der temporäre Charakter dieser Lumeneinengungen verbietet die Anwendung des Begriffes "Stenose".

Dagegen reduzieren ein- oder beidseitige Bewegungsstörungen der Stimmlippen durch Lähmung der abduzierenden Muskulatur

(im wesentlichen M. cricoarytaenoideus posterior), durch Ankylosen im Gelenk zwischen Stell- und Ringknorpel, durch Aryluxation, aber auch durch die mechanische Behinderung der Lateralbewegung der Stellknorpel durch Tumordinfiltration die Glottisfläche.

Kongenitale Segelbildungen zwischen den Stimmlippen oder postoperative Synechien verkleinern die Glottisfläche dagegen weniger von den Seiten her als von ventral oder dorsal. Während die kongenitalen Atresien des Kehlkopfes nicht mit dem Leben vereinbar sind, stellen die kongenitalen Kehlkopfdiaphragmen den geringfügigeren Grad der gleichen Mißbildungsgruppe dar, am häufigsten als schleimhautähnliche Bildung im Bereich der vorderen Kommissur (FLEISCHMANN 1820, ZURHELLE 1969, WEINGÄRTNER 1914, HEINEKEN 1952, WARLANDER 1955, HEMPEL 1956, SMITH 1965) oder der hinteren (HAWKINS 1980, WHITED 1983). Ausnahmsweise können die Diaphragmen zwischen den Taschenbändern (HUDSEN 1951) oder subglottisch vorhanden sein.

Weiterhin können raumfordernde Prozesse gut- oder bösartiger Natur den Luftweg im Bereich von Hypopharynx, Larynx oder Trachea einengen (ARBORE et al. 1961, BISHOP et al. 1982, COHEN 1981, COHEN et al. 1980, FRENKIEL et al. 1980, HEINEMANN et al. 1982, PUTNEY et al. 1965, SCHMIDT-NOWARA et al. 1984, TÖLLNER et al. 1983, WEISMAN et al. 1980, WOLLERSHEIM et al. 1984, YANAGISAWA et al. 1983).

Drei Beispiele solcher stenosierender Prozesse im Kehlkopf, die durch maligne Tumoren verursacht werden, sollen einige Möglichkeiten der Lumeneinengung veranschaulichen. Dazu werden einige histologische Großschnitte demonstriert:

Im ersten Beispiel (Verz.-Nr. 928) (Abb. 1) handelt es sich um einen Vertikalschnitt durch einen Kehlkopf mit einem verhornenden Plattenepithelkarzinom, dessen Ursprung im Bereich

der Taschenfalte und des Morgagni-Ventrikels liegt. Sein knolliges, warzenartiges Wachstum hat zu einer Lumeneinengung zwischen den Taschenfalten geführt, so daß zur Atmung lediglich eine verringerte Querschnittsfläche verbleibt.

Im zweiten Beispiel (Verz.-Nr. 416) handelt es sich ebenfalls um ein verhornendes Plattenepithelkarzinom des Kehlkopfes. Der Vertikalschnitt (Abb. 2) zeigt deutlich die vollständige Verlegung des supraglottischen Raumes durch das Vorhof-/Winkel-Karzinom.

Im dritten Beispiel (Verz.-Nr. 1358) ist eine Serie horizontaler Großschnitte (Abbildungen 3 a - f) eines Kehlkopfes gezeigt, der durch ein papillär wachsendes Karzinom transglottischer Ausbreitung seine Funktion als Atemweg ebenfalls eingebüßt hatte.

Im Bereich der Luftröhre sind Einengungen durch Kompression von außen (z.B. Struma) oder durch entzündliche, tumoröse oder narbige Prozesse möglich.

Aufgrund der Fortschritte in der Notfall- und Intensivmedizin nehmen die endotracheale Intubation oder Tracheotomie an Häufigkeit derart zu, daß - besonders nach Langzeitintubationen - die Frequenz laryngo-trachealer Stenosen ansteigt. Ein weiterer Grund für steigende Inzidenz laryngo-trachealer Stenosen ist die ständige Zunahme von Verkehrsunfällen mit Traumata im Halsbereich und späterer Stenosebildung.

Bei Stenosen in der Trachea ist die Hauptätiologie von der Häufigkeit her das Tracheostoma, gefolgt von den Intubationsschäden. Bei den kombinierten laryngo-trachealen Stenosen und den isolierten Larynxstenosen steht die Intubation ganz im Vordergrund. Die Tracheastenose, die durch Narbenzüge im Anschluß an Tracheotomie hervorgerufen wird, nimmt häufiger

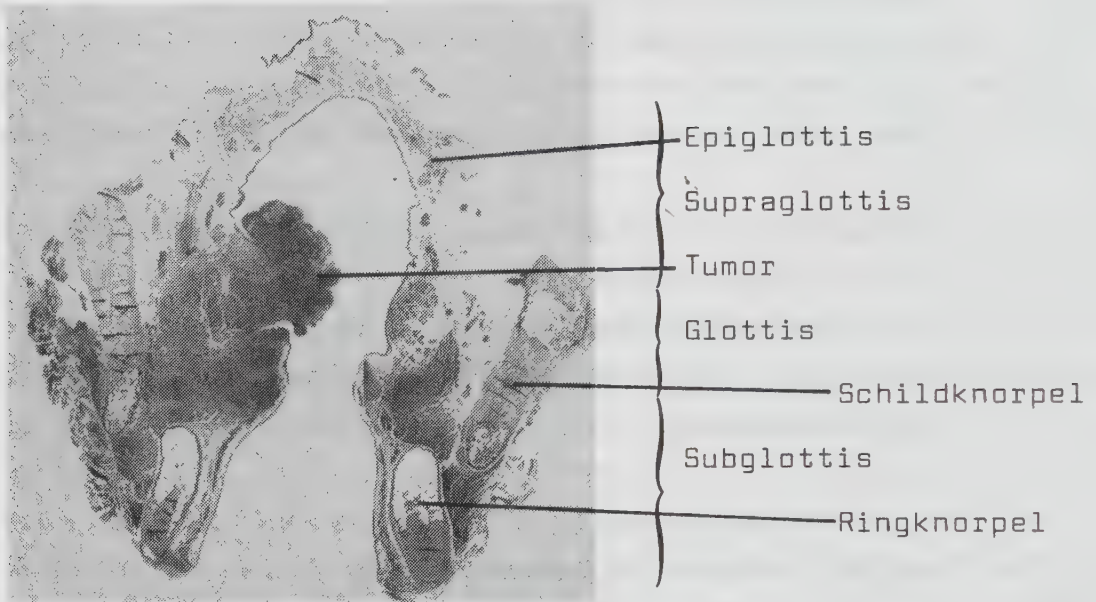


Abb. 1: Vertikaler Großschnitt durch einen Kehlkopf mit einem Karzinom im Bereich der Taschenfalte und des Morgagni-Ventrikels (Verz.-Nr. 928).



Abb. 2: Vertikaler Großschnitt durch einen Kehlkopf mit einem Karzinom im Bereich der Supraglottis (Verz.-Nr. 416).



prä-laryngeale Weichteile

Schildknorpel

Ringknorpel

Abb. 3 a: Subglottis.



Abb. 3 b: Subglottis.



Abbildungen 3 a - c:
Horizontale Großschnitte
durch einen Kehlkopf
mit transglottischem
Karzinomwachstum
(Verz.-Nr. 1358)
(s.a. Abb. 3 d - f!)

Abb. 3 c: Subglottis.



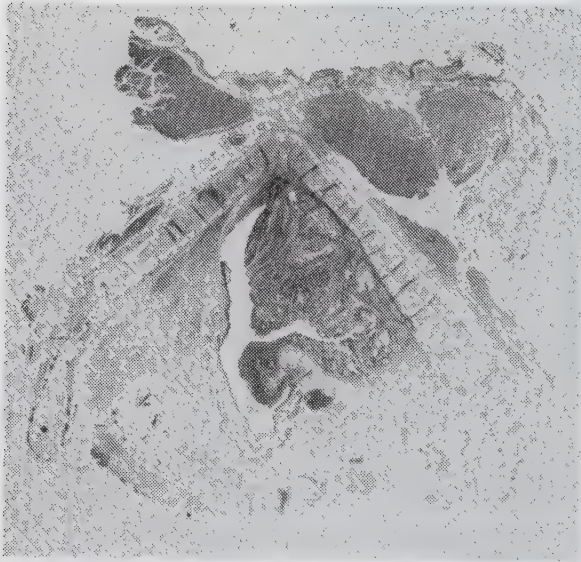


Abb. 3 d: Glottis.

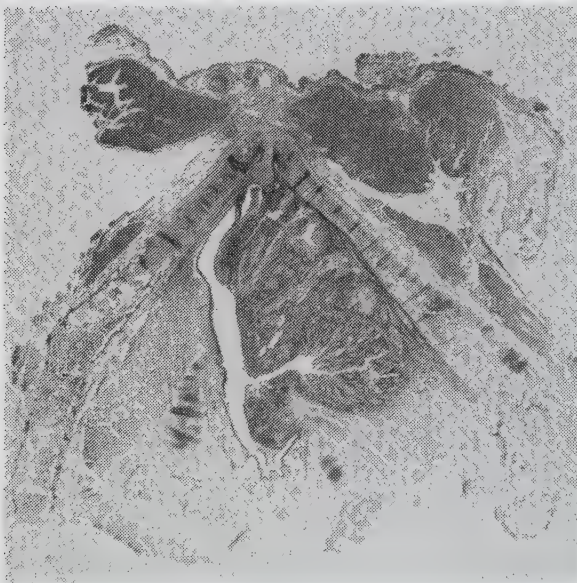
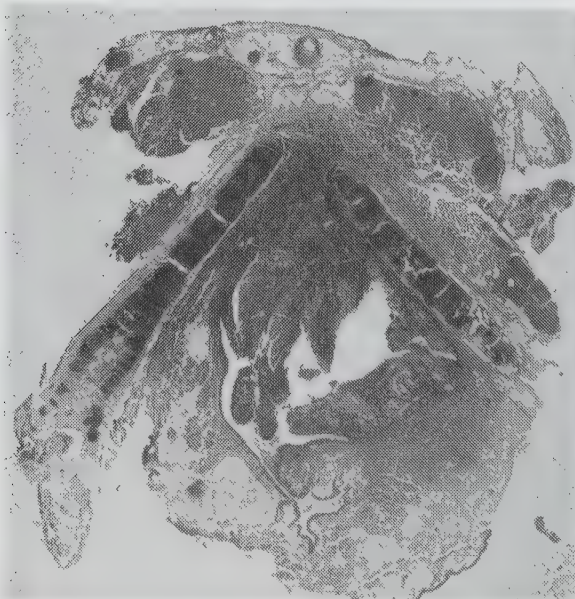


Abb. 3 e: Glottis.



Abbildungen 3 d - f:
Horizontale Großschnitte
durch einen Kehlkopf mit
transglottischem Karzinom-
wachstum
(Verz.-Nr. 1358)
(s.a. Abb. 3 a - c!)

Abb. 3 f: Supraglottis.

lediglich einen begrenzten Abschnitt in der Trachea ein; wir sprechen von einer Lochblendenform der Tracheastenose. Sie kann durch die End-zu-End-Anastomose sinnvoll korrigiert werden. Die Intubationsschäden führen eher zu einer Tracheastenose, deren Form einer Sanduhr gleicht.

Therapeutisch kommen je nach Ausdehnung der Stenose, dem Ausmaß der Ausgangsgröße von Larynx und Trachea und damit auch abhängig vom Lebensalter des Patienten Bougierungsmaßnahmen und die Behandlung mit T-Rohr, Albouker-Prothese, offener Rinne und Wiederaufbau der Trachea in Betracht.

Allen stenosierenden Prozessen im Bereich von Hypopharynx, Larynx und Trachea gemeinsam ist die Notwendigkeit zum Eingreifen, zur Wiederherstellung einer optimalen Atemfunktion. Das Vorgehen richtet sich nach den Gegebenheiten; wenn keine operativen Maßnahmen zur Wiederherstellung einer freien Atmung durch den Larynx möglich sind, muß die Indikation zur Tracheotomie gestellt werden.

Solche chirurgischen Eingriffe - wie Lateralfixation eines Stimmbandes, larynx- oder tracheaerweiternde Operationen und auch die Indikation zur Tracheotomie bzw. zum Dekanülement - sind eng verbunden mit der Forderung nach subtiler Kenntnis der Zusammenhänge, die zwischen Atemwegsstenosen und den entsprechenden Luftströmungsverhältnissen bestehen.

1.1 Strömungsphysikalische Vorbemerkungen

Strömungsphysikalisch gesehen handelt es sich bei Hypopharynx, Larynx und Trachea um eine "Gasleitung". Gase, Dämpfe und Flüssigkeiten als strömende Medien werden Fluide genannt. Fluidmechanische Aufgaben lassen sich in hohem Maße bereits auf theoretischem Wege lösen. Insbesondere über die Strömung von Fluiden durch Rohrleitungen liegen Erfahrungswerte vor. Viele Erscheinungen, die bei anderen Strömungsproblemen sehr verwickelt sein können, bieten beim Rohr die Möglichkeit der Beobachtung und Auswertung "in Reinkultur" (ECK 1978). Die am Rohr geltenden Verhältnisse lassen sich zwar nicht in allen Fällen auf die Verhältnisse im Larynx übertragen, die dort gemachten Erfahrungen können jedoch als Wegweiser dienen.

Es ist allgemein bekannt, daß zur Bewegung eines Fluids relativ zum Rohr eine Kraft aufgewendet werden muß, um den dabei auftretenden Widerstand (Reibungskraft) zu überwinden. Der Ablauf von Strömungsvorgängen wird von den physikalischen Stoffgrößen des strömenden Mediums (Dichte, Viskosität), von dem kinematischen Verhalten (Zeit, Geschwindigkeit, Beschleunigung) sowie von den dynamischen Einwirkungen (Druck, Kraft, Arbeit, Energie) bestimmt.

Die Viskosität (Zähigkeit) ist eine Stoffgröße der inneren Reibung, die für den Verlust an fluidmechanischer Energie bzw. den Energiebedarf zur Aufrechterhaltung einer reibungsbehafteten Strömung verantwortlich ist. Die dynamische Viskosität η wird in Pa s oder N/m^2 angegeben, die Dichte ρ als spezifisches Volumen in m^3/kg . Die kinematische Viskosität ν wird aus dem Quotienten von η/ρ errechnet (Einheit Stokes):

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} .$$

Die Rohrabmessung l , die Geschwindigkeit u des strömenden Mediums, seine Dichte ρ und dynamische Dichte η stehen in folgendem Zusammenhang:

$$\frac{u \, l \, \rho}{\eta} = \text{Re} \quad \text{oder nach Umwandlung}$$
$$\text{Re} = \frac{u \, l}{\nu} ,$$

wobei Re die dimensionslose REYNOLDS'sche Zahl darstellt.

Im allgemeinen besitzen Rohre einen kreisförmigen Querschnitt vom Durchmesser $D = 2r$. Bei nichtkreisförmigem Querschnitt kann anstelle des Durchmessers D näherungsweise mit dem gleichwertigen Durchmesser ("hydraulischer Durchmesser") (D_g)

$$D_g = 4 \frac{A}{U}$$

gerechnet werden, wobei A die Querschnittsfläche und U der Umfang der inneren Rohrwand ist. Für kreisförmigen Querschnitt ist wegen

$$A = \pi r^2 \quad \text{und} \quad U = 2 \pi r$$

der gleichwertige Durchmesser gleich dem tatsächlichen Durchmesser $D_g = 2r = D$.

Sollen zwei Strömungen hinsichtlich des Reibungseinflusses ähnlich verlaufen, so muß die REYNOLDS-Zahl für beide Vorgänge den gleichen Zahlenwert Re haben. Innerhalb dieser Forderung können sich Geschwindigkeit, charakteristische Abmessung und kinematische Viskosität beliebig ändern, und man kann bei Versuchen, soweit man nicht durch andere Vorschriften eingeschränkt ist, die Modellgröße, die Geschwindigkeit und Fluid frei wählen, wenn nur dafür gesorgt wird, daß Re konstant bleibt (Ähnlichkeitsgesetz).

Laminare Strömung

In einem Rohr ist die Geschwindigkeit eines fließenden Mediums in der Mitte am größten und nimmt nach der Wand zu stetig ab. An der Rohrwand ist die Geschwindigkeit gleich Null. Wenn auf der Rohrstrecke Δl die Druckabnahme (durch Reibungsverluste) Δp ist, so gilt die Formel

$$\Delta p \, r^2 \, \pi = - 2 \, r \, \pi \, \Delta l \, \eta \, \frac{du}{dr} \quad \text{oder}$$

$$\frac{\Delta p}{\Delta l} \, r \, dr = - 2 \, \eta \, du .$$

Die Integration ergibt bei $u = 0$ und $r = r_0$ (am Rand)

$$u = \frac{\Delta p}{\Delta l} \, \frac{1}{4\eta} (r_0^2 - r^2)$$

oder für die Rohrmitte ($r = 0$)

$$u_{\max} = \frac{\Delta p}{\Delta l} \, \frac{r_0^2}{4\eta} .$$

Die Durchflußmenge $\dot{V}$ (Volumen über die Zeit) ergibt sich dann aus

$$\dot{V} = \int_0^{r_0} u \, 2 \, r \, \pi \, dr = \frac{\Delta p \, \pi \, r_0^4}{8 \, \eta \, l}$$

(Hagen-Poiseuille'sches Gesetz).

Bemerkenswert ist die verkürzte Darstellung

$$\dot{V} = \text{const} \, \Delta p$$

(das Durchflußvolumen steht in linearer Beziehung zur Druckdifferenz)

und die Tatsache, daß der Radius des Rohres mit der vierten

Potenz in den Zähler eingeht!

Weiterhin folgt aus dem Hagen-Poiseuille'schen Gesetz, daß die Geschwindigkeitsverteilung der strömenden Teilchen einer Parabel bzw. räumlich gesehen einem Rotationsparaboloid gleicht. Die Fluidelemente bewegen sich bei der laminaren Strömung nebeneinander auf voneinander getrennten Bahnen, ohne daß es zu einer Vermischung zwischen den parallel zueinander gleitenden Schichten kommt. Auf dieser Vorstellung beruht die Bezeichnung Laminarströmung. Die Geschwindigkeit ist dabei in allen Schichten tangential zur Hauptströmungsbewegung.

Turbulente Bewegung

Bei der turbulenten Bewegung bewegt sich das strömende Fluid nicht mehr in geordneten Schichten wie bei laminarer Strömung, sondern der Hauptströmungsbewegung sind jetzt zeitlich und räumlich ungeordnete Schwankungsbewegungen (Längs- und Querbewegung) überlagert. Diese sorgen für eine mehr oder weniger starke Durchmischung des strömenden Fluids sowie einen Austausch von Masse, Impuls und Energie, vor allem quer zur Hauptströmungsrichtung. Die Mischbewegung ist die Ursache für die gleichmäßigere Verteilung der gemittelten Geschwindigkeit. Bei turbulenten Strömungsvorgängen handelt es sich um völlig anders geartete Erscheinungen als bei laminaren Bewegungen. Die turbulenten Vorgänge sind außerordentlich verwickelt und somit physikalisch als auch mathematisch nur unvollkommen erfaßbar.

Während bei der laminaren Strömung der Druckverlust genau proportional der Geschwindigkeit ist, beobachtet man bei der Turbulenz eine Abhängigkeit von der Geschwindigkeit, die entweder quadratisch oder ungefähr quadratisch ist. Die periodischen Hin- und Herbewegungen, die sich infolge der Turbulenz der Hauptströmung überlagern, erklären dieses

Verhalten bereits anhand einer einfachen Überlegung. Wenn nämlich durch Querbewegungen Teilchen mit höherer Geschwindigkeit in ein Gebiet mit kleinerer Geschwindigkeit kommen, verlieren sie durch Stoß kinetische Energie. Da diese aber proportional dem Quadrat der Geschwindigkeit ist, leuchtet ein nähnliches Verhalten für den Druckverlust ein. Hierbei entsteht eine Scheinreibung, die einen ganz anderen Charakter als bei der laminaren Bewegung hat.

Laminar-turbulenter Umschlag

Der Übergang von der laminaren zur turbulenten Strömung erfolgt immer dann, wenn der Parameter, den man REYNOLDS-Zahl nennt, einen bestimmten Zahlenwert überschreitet. Bei durchströmten Körpern, d.h. bei Rohrströmungen, beträgt die REYNOLDS-Zahl des laminar-turbulenten Umschlags ungefähr 2300.

Stromlinien

Das Gesamtbild des Geschwindigkeitsfeldes wird besonders anschaulich durch Einführen der Stromlinien beschrieben. Unter einer Stromlinie versteht man diejenige Kurve in einem Strömungsfeld, welche zu einer bestimmten Zeit an jeder Stelle mit der dort vorhandenen Richtung des Geschwindigkeitsvektors übereinstimmt. Die Geschwindigkeitsvektoren der zu einer Stromlinie gehörenden, verschiedenen Fluidelemente stellen also die Tangente der Stromlinie dar. Stromlinien können durch Momentaufnahmen zugesetzter suspendierter Teilchen sichtbar gemacht werden. Jedes Teilchen beschreibt dabei kurze Striche, die zusammengefügt das Richtungsfeld der Stromlinien bestimmen. Die Länge dieser Striche ist abhängig von der jeweils herrschenden Geschwindigkeit sowie bei der Fotografie von der Belichtungszeit.

Turbulente Strömung durch ein rauhes Rohr

Die Wandunebenheiten werden durch die Rauheitshöhe K erfaßt. Das Verhältnis dieser Größe zum Rohrdurchmesser D bezeichnet man als relative Rauheit oder als Rauheitsparameter K/D .

Die Frage, ob ein Rohr rau oder glatt ist, hängt offenbar vom Verhältnis der Größe der Wandunebenheit zur Dicke der viskosen Unterschicht δ_0 ab.

Aufgrund der Krümmung des Geschwindigkeitsprofils erlischt eine turbulente Schwankungsbewegung unmittelbar an der Wand; dort ist nur die viskose Unterschicht (laminare Strömung) wirksam.

Übersicht über mögliche fluidmechanische Energieverluste in Rohrleitungssystemen

Bei der einfachen Rohrströmung in geradlinig verlaufendem, langem Rohr interessiert der Rohrquerschnitt: kreisförmig, nicht kreisförmig; das Strömungsverhalten ist durch die Wandreibung, das Geschwindigkeitsprofil (laminar, turbulent) und die Oberfläche des Rohres (glatt, rau) gekennzeichnet.

Bei einer Rohreinlaufströmung kommt es zu einer Entwicklung des Geschwindigkeitsprofils vom Rohranschluß bis Beendigung der Beschleunigung der reibungslosen Kernströmung.

Stromquerschnittänderungen sind durch folgende Varianten beschreibbar:

Bei der plötzlichen Rohrerweiterung kommt es zu einer unstetigen Stromerweiterung mit Vermischung und Wirbelbildung. Am offenen Rohrende (Austritt) kommt es zu einem Sprungübergang beim Strahlaustritt ins Freie. Die allmähliche Rohr-

erweiterung wird als Übergangs- oder Austrittsdiffusor bezeichnet; hier kommt es zu divergenten Stromquerschnittsänderungen (verzögerte Strömung, Gefahr der Strömungsablösung).

Die allmähliche Rohrverengung wird als Düse bezeichnet, dabei werden konvergente Druckquerschnittsänderungen mit beschleunigter Strömung ohne Strömungsablösung beobachtet.

Eine plötzliche Rohrverengung hingegen wird als Blende bezeichnet; das Strömungsverhalten ist durch eine Strahleinschnürung, also Kontraktion mit anschließender unstetiger Stromerweiterung, gekennzeichnet.

Stromrichtungsänderungen werden je nach Form als Bogen, Knie, Winkel, Übergangskrümmen oder Austrittskrümmen bezeichnet. Hierbei kommt es zu einer Stromumlenkung mit den unterschiedlichsten Strömungsverhalten, je nach der entsprechenden Form.

Der Verlustbeiwert für einen Stufendiffusor mit plötzlicher Erweiterung wird mit

$$\zeta_S = \left(1 - \frac{A_1}{A_2}\right)^2 \quad (v_S = v_1) \text{ angegeben,}$$

für einen Übergangsdiffusor mit allmählicher Erweiterung mit

$$\zeta_D = (1 - \eta_D) \left[1 - \left(\frac{A_1}{A_2}\right)^2\right] \quad (v_D = v_1)$$

(TRUCKENBRODT 1983).

Die Zahlenwerte für den Diffusorwirkungsgrad η_D schwanken in sehr weiten Grenzen. Sie hängen vom Diffusorwinkel ζ_D , vom Flächenverhältnis $\frac{A_2}{A_1}$, von der Diffusorlänge L_D/D_1 , von der Querschnittsform (kreisförmig, elliptisch, recht-

eckig) und von der Art der Erweiterung (stückweise geradlinig oder geschwungene Mantelbegrenzung) sowie besonders auch von den Zuströmbedingungen (Geschwindigkeitsverteilung) am Diffusoreintritt ab.

Bei $\vartheta_D = 90^\circ$ geht der Übergangsdiffusor in den Stufen-
diffusor über (dort gilt demnach $\eta_D = \eta_S$).

Bei gleichgehaltenem Querschnittsverhältnis kann der Stufen-
diffusor bei größeren Diffusorwinkeln sogar günstiger
arbeiten als der Übergangsdiffusor.

2 Fragestellung und Zielsetzung

In dieser Arbeit soll der Luftwiderstand von Hypopharynx, Larynx und oberer Trachea gemessen werden. Dabei soll der Frage nachgegangen werden, welche Folgen stenosierende Prozesse von Larynx oder Trachea auf den Atemwiderstand haben.

Zur Klärung dieser Frage sollen neben Messungen des laryngealen Widerstandes an tracheotomierten Patienten und an exzidierten, tumortragenden menschlichen Kehlköpfen Messungen an Modellen von Hypopharynx, Larynx und Trachea ausgeführt werden mit dem Ziel

- die Verhältnisse des Atemstromes durch Hypopharynx, Larynx und Trachea unter physiologischen Bedingungen zu beschreiben,
- quantitative Messungen an systematisch veränderten (stenosierten) Modellen vorzunehmen
- und
- zu klären, welche aerodynamischen Mechanismen der Erhöhung des Atemwiderstandes bei Larynx- und Trachea-stenosen zugrundeliegen.

3 Methodik

3.1 Das Meßgerät:

Zur Messung von Volumenstrom und Druckdifferenz diene das Rhinomanometer A 440 digital der Firma Allergopharma Ganzer (Reinbek), das üblicherweise zur Messung von Widerstandswerten der Nase eingesetzt wird.

Nach entsprechender Änderung der Versuchsanordnung läßt sich dieses Gerät aber auch zur Messung des laryngealen Widerstandes an tracheotomierten Patienten und im Experiment zur Messung des Widerstandes von exzidierten menschlichen Kehlköpfen nach Laryngektomie, von Leichenkehlköpfen oder von Modellen einsetzen.

Das Widerstandsverhalten wird in Form von zwei Größen bestimmt, nämlich dem Differenzdruck Δp vor und hinter dem durchströmten Objekt und dem Volumenstrom $\dot{V}$. Δp ist bei der Messung des laryngealen Widerstandes der Differenzdruck zwischen dem Tracheostoma und der Mundhöhle, bei exzidierten Kehlköpfen zwischen der Supraglottis und der Subglottis, bei den Halsorganen von Leichen zwischen dem Oropharynx und der Trachea und am Modell ebenfalls zwischen Oropharynx und Trachea, gemessen in mbar. $\dot{V}$ stellt den Atemvolumenstrom dar, welcher durch die gemessene Strecke fließt, gemessen in l/min. Der Differenzdruck Δp wird als Druckunterschied zwischen den Räumen über und unter dem Larynx über zwei Druckschläuche abgenommen. Mit Hilfe eines Differenzdrucktransmitters wird Δp in ein spannungsproportionales Ausgangssignal umgeformt. Der Atemvolumenstrom $\dot{V}$ wird ebenfalls als Druckdifferenz - also indirekt - gemessen: Der Atemstrom erzeugt beim Ein- und Ausatmen einen Differenzdruck $\Delta p(V)$ durch Stauung des Atemvolumenstromes vor und Druckabfall nach einer Ringblende. Diese Ringblende

befindet sich in dem zylinderförmigen Anschlußstück, das entweder in die Gesichtsmaske eingefügt oder von kaudal in die Trachea gesteckt wird. Der Differenzdruck Δp (V) wird über je einen Schlauch vor und nach der Ringblende abgenommen und einem zweiten Differenzdrucktransmitter zugeführt. Da dieser Differenzdruck über der Ringblende eine quadratische Abhängigkeit vom Flow (Volumenstrom) besitzt, wird das elektrische Ausgangssignal dieses Transmitters elektronisch radiziert, so daß eine dem Volumenstrom proportionale Ausgangsspannung entsteht.

Das Ausgangssignal der Druckdifferenz Δp wurde auf den X-Eingang, das Ausgangssignal des Flows V auf den Y-Eingang eines schnell beschleunigenden XY-Schreibers gegeben (Philips-XY-Schreiber PM 8040/F, der für das Rhinomanometer A 440 entwickelt wurde).

Die wesentlichen technischen Daten des Rhinomanometers A 440 Digital sind:

Meßbereich Differenzdruck: ± 10 mbar.

Meßbereich Volumenstrom: ± 100 l/min.

Linearitätsfehler: < 1 % vom Endwert.

Meßgenauigkeit: besser als 2 % vom Endwert.

Eichmarke Differenzdruck: 5 mbar entspricht
4,8 V am X-Ausgang.

Eichmarke Atemvolumenstrom: 60 l/min entspricht
4,8 V am Y-Ausgang.

Das Einstellen der Schreiberempfindlichkeit geschieht folgendermaßen: Nach Drücken eines Drucktasters "Messen" gibt das Rhinomanometer zuerst am X-Ausgang und anschließend am Y-Ausgang ein Kalibriersignal von je + 4,8 V ab, das einem Differenzdruck von 5 mbar bzw. einem Atemvolumenstrom (Flow) von 60 l/min entspricht. Die Empfindlichkeit des angeschlossenen XY-Schreibers wird so eingestellt, daß die

Schreibernadel beim Erscheinen der Kalibriersignale in X-Richtung einen Weg von 50 mm und in Y-Richtung von 60 mm zurücklegt.

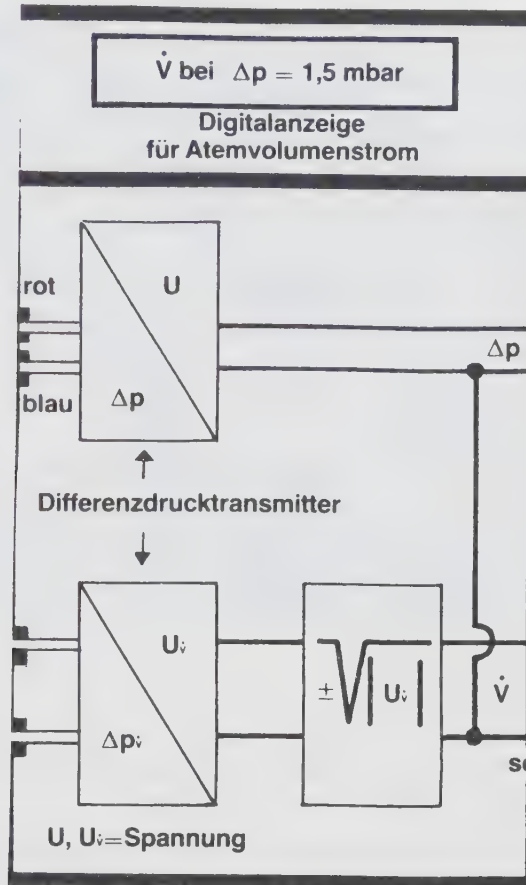


Abb. 4: Funktionsschema des Rhinomanometers A 440 Digital der Firma Allergopharma Ganzer (Reinbek). Links die Eingänge der Druckschläuche und rechts die Ausgänge zum XY-Schreiber.

Für die experimentellen Untersuchungen war lediglich eine geringfügige Änderung erforderlich: Nach Entfernung der Atemmaske wurde ein Ansatzstück gefertigt, das den Kontakt zwischen der Meßblende und der Trachea herstellte. Dieses Übergangsstück aus Kunststoff wurde konisch zugeschliffen und mit einer Perforation zum Abgreifen des Tracheadruckes versehen.

3.2 Messungen des laryngealen Widerstandes an tracheotomierten Patienten:

Die Messungen am tracheotomierten Patienten wurden in der durch BACHMANN (1982), BERDEL et al. (1984) und KOCH et al. (1984) angegebenen Weise durchgeführt. Die Gesichtsmaske mit der Meßblende für den Atemstrom wurde dem Patienten luftdicht vor das Gesicht gehalten. Der Druckschlauch zur Abnahme des Druckes oberhalb des Kehlkopfes lag im Munde des Patienten, derjenige zur Abnahme des Tracheadruckes im Tracheostoma, das mit Leukoplast luftdicht verschlossen war. Die Patienten wurden angehalten, im Wechsel ruhig und kräftig ein- und auszuatmen.

3.3 Experimentelle Untersuchungen an Halsorganen von Leichen:

Zunächst wurden Widerstandsmessungen an 67 menschlichen Leichenkehlköpfen vorgenommen, die uns vom Institut für Pathologie der Universität Düsseldorf (Dir. Prof. Dr. HORT) und vom Institut für Rechtsmedizin der Universität Düsseldorf (Dir. Prof. Dr. SCHWEITZER) zur Verfügung gestellt worden waren. Die überwiegende Mehrzahl, nämlich 55 Halsorgane, waren bereits seziiert, d.h. Trachea und Ringknorpel sowie Ösophagus und Hypopharynx waren von dorsal her bereits eröffnet. Die übrigen 12 Kehlköpfe wurden uns in geschlossenem Zustand zur Verfügung gestellt, die Sektion wurde in diesen Fällen im Verlaufe der Untersuchungen nachgeholt, mit Hilfe von Schwarz-Weiß-Fotos dokumentiert und dem Institut für Pathologie übermittelt. Nach Entfernung der Halsweichteile links und rechts neben Hypopharynx, Larynx und Trachea verblieben Präparate, die den Schluck- und Atemweg vom Niveau der Gaumenmandeln bis abwärts zum unteren Ende der Hals-trachea und den Ösophaguseingang in einem Stück enthielten.

Die bereits eröffneten Kehlköpfe wurden von dorsal foto-

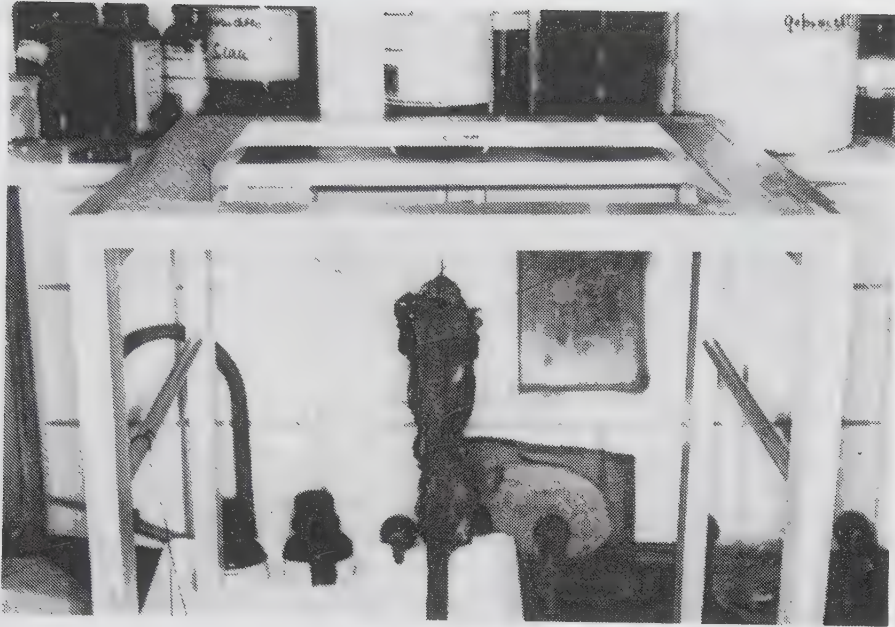


Abb. 5: Holzrahmen.

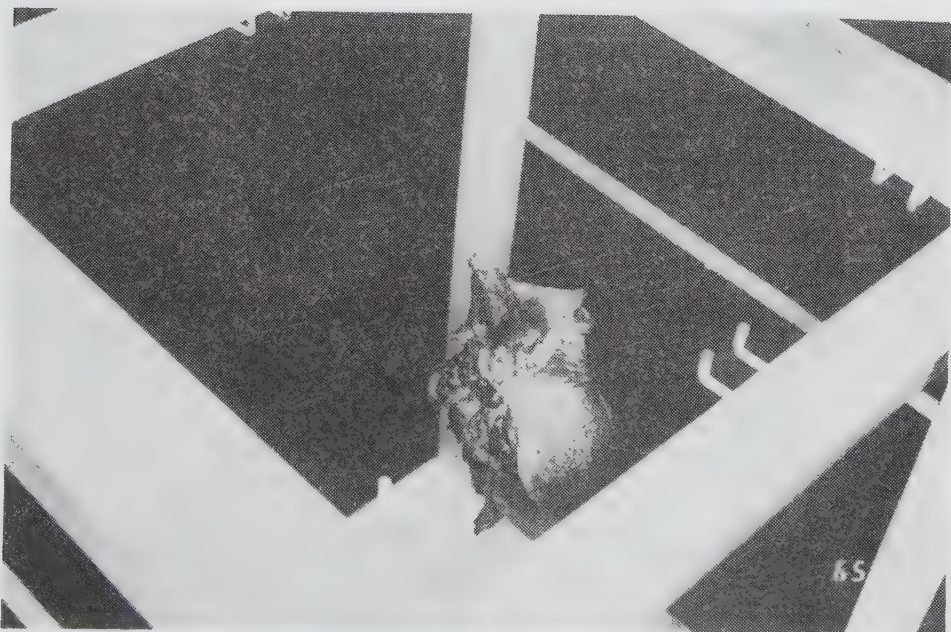


Abb. 6: Präparat im Holzrahmen.

grafiert und anschließend vernäht. Die so wieder verschlossenen und die unsezierten Präparate wurden am kranialen Ende mit mindestens 4 Haltefäden versehen und in einen eigens dafür angefertigten Holzrahmen eingehängt (s. Abbildungen 5 und 6).

Dieses Aufhängen sollte der Vermeidung eines Hypopharynx-Kollapses während der Simulation der Inspiration dienen. Außerdem erleichterte ein solches Auseinanderspannen die nachfolgende Fotodokumentation und weitere Manipulationen.

Das Meßteil des Rhinomanometers wurde mit Hilfe eines Adapters (s. Abb. 7) in die Trachea eingesteckt. Das von der Trachea abgewandte Ende des Meßstückes wurde über einen stabilen Gummischlauch mit einer regelbaren Absauganlage und einer Druckluftflasche, ebenfalls regelbar, abwechselnd verbunden, so daß in- und expiratorische Volumenströme durch das Präparat imitiert werden konnten.

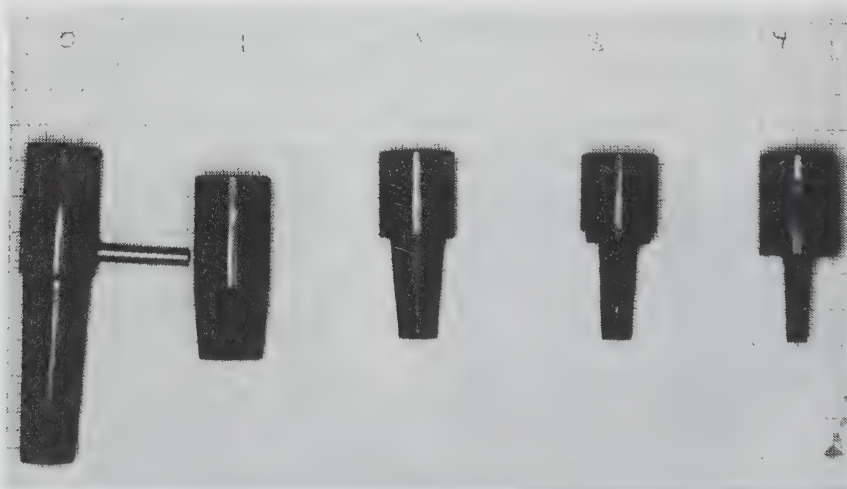


Abb. 7: Adapter zur Verbindung von Rhinomanometer und Trachea.

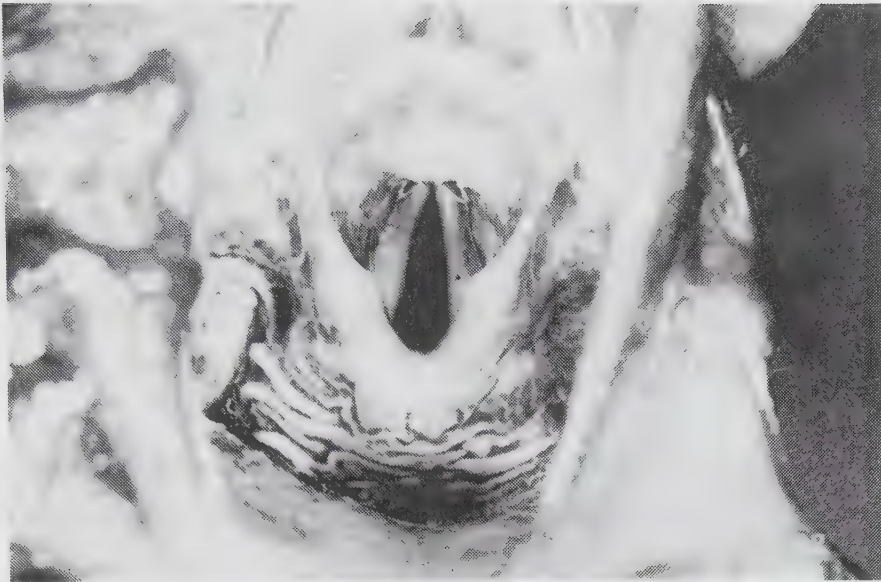


Abb. 8:
Blick von kranial
in einen unfixierten
Leichenkehlkopf bei
"Inspiration"
(Sog von 10 l/min).
Stimmbänder inter-
mediär.

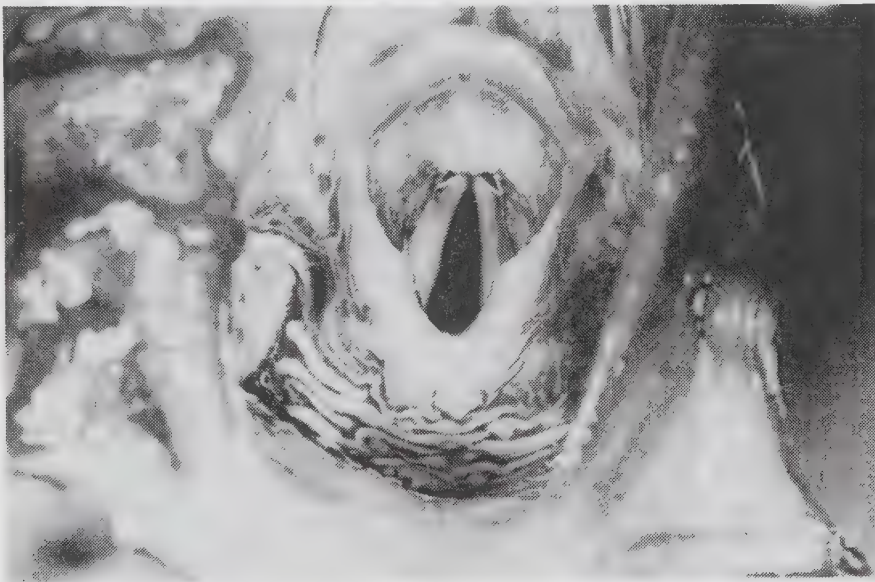


Abb. 9:
Blick von kranial
in denselben unfixierten Leichen-
kehlkopf bei "In-
spiration" (Sog von
40 l/min): Stim-
mbänder noch inter-
mediär.

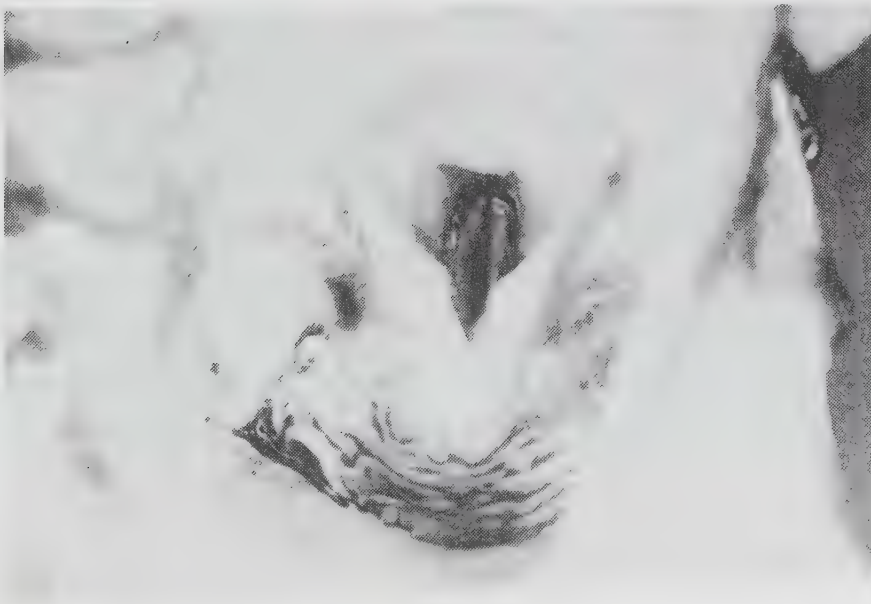


Abb. 10:
Blick von kranial
in denselben unfixierten Leichen-
kehlkopf bei "In-
spiration" (Sog von
55 l/min):
Stimmbänder in
Phonationsstellung.

Während des Nachahmens der Inspiration durch Sog an der Trachea kam es aufgrund der fehlenden muskulären Gegenstellkraft zu Einwärtsbewegungen der Stimmlippen. Die Stellung der Stimmbänder bei unterschiedlichen Volumenströmen wurde fotografisch festgehalten (s. Abbildungen 8, 9 und 10). Trotz der Aufhängung in dem Holzrahmen waren auch zusätzliche Ansaugeffekte im Bereich von Hypopharynx und Trachea während der "Inspiration" und Aufbläheffekte während der "Exspiration" zu verzeichnen.

Im Anschluß an die Widerstandsmessungen wurden die Präparate für 24 Stunden in Formalin 40% oder Jores-I-Lösung fixiert:

Jores-I-Lösung:

Karlsbader Salz	100 g
Formaldehyd 40 %	100 ml
Chloralhydrat wässrig	100 ml
Aqua dest.	2000 ml

Die Messungen dieser konservierten Präparate wurden in der gleichen Weise, wie bei den unfixierten Kehlköpfen ausgeführt, vorgenommen. Unerwünschte Einwärtsbewegungen während der Inspiration und Auswärtsbewegungen während der Exspiration waren durch dieses Vorgehen zwar reduziert, jedoch auch nicht gänzlich zu vermeiden.

3.4 Experimente an Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modellen

Aus diesem Grunde wurde dazu übergegangen, nach diesen Präparaten Modelle herzustellen: Die Präparate wurden durch einen paßgenauen Korken, der von unten in die Trachea eingeführt wurde, nach kaudal zu flüssigkeitsdicht abgeschlossen und anschließend mit dem Modellierwachs 'Dentaloid Super' ausgegossen. Dieses Wachs hat einen Schmelzpunkt bei ca. 45°C, erkaltet schnell und nimmt nach dem Erkalten eine geschmeidige Konsistenz an, die ein Brechen der Substanz erst bei größeren Belastungen zuläßt. So ist es bei geschicktem Vorgehen möglich, nach ca. ein bis zwei Stunden die Trachea,

den Kehlkopf und den Hypopharynx von dorsal zu eröffnen (bezw. wiederzueröffnen) und die Ausgußform im Stück herauszulösen. Diese Manipulation stößt zunächst auf größere Schwierigkeiten, da die Ausgußform einige Hinterschneidungen aufweist und im Bereich der Glottis recht zierlich und damit zerbrechlich gebaut ist. Größte Aufmerksamkeit ist beim Durchtrennen der Ringknorpelplatte und der interarytaenoiden Muskulatur sowie dem anschließenden Auseinanderdrücken der Schildknorpelplatten geboten: Neben einem Zerbrechen der Ausgußform in Höhe der Glottis muß darauf geachtet werden, daß der Ausguß des Morgagni-Ventrikels vollständig am Ausgußmodell erhalten bleibt. Zu diesem Zwecke sollte man die Hilfe einer Assistentin in Anspruch nehmen, die während des Eröffnens des Kehlkopfes die Ausgußform mit leichtem Druck auf das "Trachealumen" von kaudal nach kranial herausdrückt.

Diese Ausgußformen wurden von mindestens zwei Seiten fotografiert und der engste Bereich (Glottis) vermessen, wobei die Länge in sagittaler Richtung und die Breite am Punkt der weitesten Ausdehnung (zwischen den Processus vocales) mit Hilfe einer Schiebelehre bestimmt wurden (s. Abb. 11-16).

Präparate, die zuvor nicht hatten eingesehen werden können, wurden nach der Eröffnung in Augenschein genommen, befundet und fotografiert, bevor die Befunde dem Institut für Pathologie schließlich mitgeteilt wurden. In lediglich 2 Fällen fanden wir erhebliche Druckulcera nach vorausgegangener Intubation, häufig wurde reichlich Schleim in Trachea und Larynx und in 2 Fällen ein Zustand nach Tracheotomie vorgefunden. In letzteren Fällen wurde durch das Tracheostoma eine Silberkanüle in das Lumen der Trachea eingelegt, bevor der Kehlkopf ausgegossen wurde (s. Abbildungen 17 und 18).



Abb. 11: Halseingeweide sezirt.



Abb. 12: Das Präparat beim Ausgießen mit Dentaloidwachs.



Abb. 13: Inspektion des Larynx und der Trachea nach dem Ausgießen mit Dentaloidwachs.



Abb. 14: Eine unbearbeitete Ausgußform.

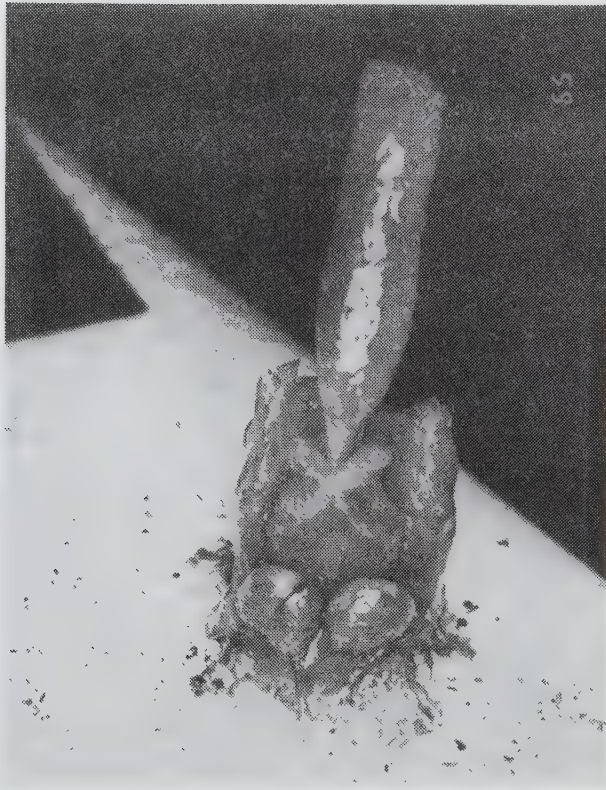


Abb. 15: Ausgußform von vorn.



Abb. 16: Ausgußform von der Seite.

Zur Herstellung von Positivformen der Ausgüsse (Negativformen) wurden Gießformen aus Aluminiumplatten (Boden und seitliche Rahmen) hergestellt. Die Ausmaße der Gießformen wurden den Ausgußformen entsprechend angemessen dimensioniert: Es wurden Gießformen zwischen 3 cm x 3 cm x 10 cm und 6 cm x 7 cm x 17 cm verwandt.

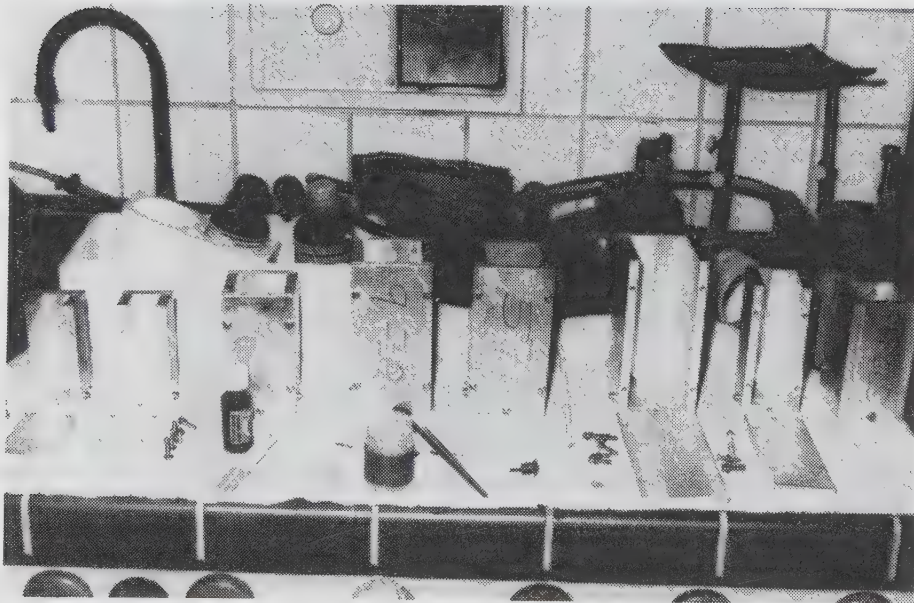


Abb. 17: Aluminiumgießformen.

In diese Aluminium-Gießformen wurden die Ausgüsse mit der Trachea nach oben hineingestellt.



Abb. 18: Blick von oben in eine Aluminiumform.

Meist war es erforderlich, die Ausgußform mit Klebstoff am Boden der Gießform zu befestigen. Anschließend wurden die Gießformen mit einer kaltvulkanisierenden Abformmasse ausgegossen.

Wir verwendeten den Silikon-Kautschuk RTV/NV der Firma Lothar Reif, Relo-Kunststoffe, Hobbytechnik, 7850 Lörrach. Dieser Zwei-Komponenten-Silikon-Kautschuk ist eine hoch-elastische Abformmasse, die nach Zugabe des Vernetzers im kalten Zustand vulkanisiert. Die Verarbeitungs- und Vulkanisationszeit ist von der Zugabemenge des Vernetzers und der Verarbeitungstemperatur abhängig:

Vernetzerzugabe	Verarbeitungszeit bei 20° C	Vulkanisationszeit bei 20° C
2 % (normal)	60 Minuten	5 Stunden
3 %	35 Minuten	2,5 Stunden

Nach dem gründlichen Unterrühren des Vernetzers ist der Silikon-Kautschuk verarbeitungsfertig. Um Lufteinschlüsse zu vermeiden, wird das Objekt zunächst dünn überstrichen bzw. Übergossen. Danach wird das Teil vollständig Übergossen. Silikon-Kautschuk RTV ist ein dauerelastisches Formenmaterial. Es erlaubt ein beliebig häufiges und naturgetreues Reproduzieren. Silikon-Kautschuk RTV/NV ist ein gut gießfähiger Silikon-Kautschuk mit niedriger Viskosität und mittlerer Elastizität und damit besonders geeignet zur Herstellung elastischer Formen mit nur geringen Hinterschneidungen (Sinus piriformes, Valleculae glossoepiglotticae, Morgagni-Ventrikel etc.). Das Material hat ein spezifisches Gewicht von 1,3. Der Kautschuk erlaubt die genaue Wiedergabe des Originals bis ins feinste Detail. Vulkanisate aus Silikon-Kautschuk RTV haben ein hohes Trennvermögen und haften auch nicht an klebrigen Oberflächen. Die anti-

adhäsiven Eigenschaften sind verbunden mit einer sehr guten Hydrophobie.

Während der Vernetzung des Silikon-Kautschuks werden Spaltprodukte (Alkohol) frei; dadurch tritt eine von der Vernetzermenge abhängige Schrumpfung ein (s. Abb. 19):

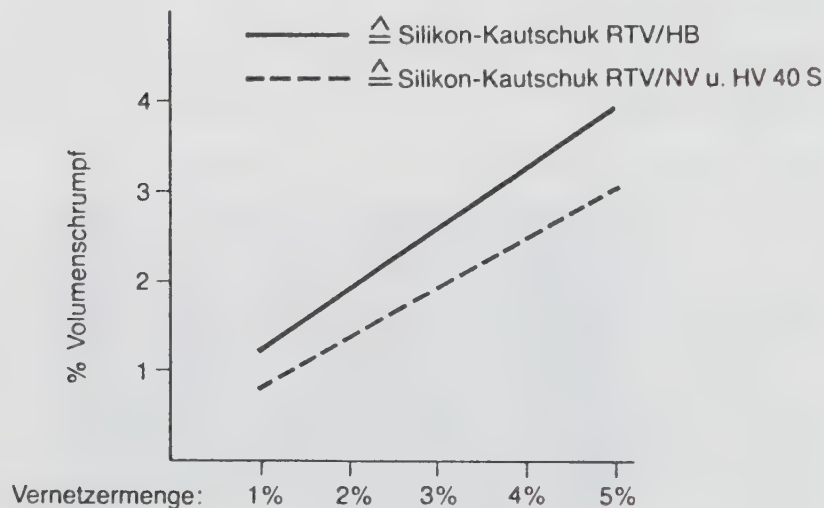


Abb. 19: Schrumpfverhalten von Silikon-Kautschuk-RTV-Vulkanisaten in Abhängigkeit von der Vernetzermenge.

(Vernetzermenge in Gewichtsprozent).

Ein Verkleben dieses Materials gelingt praktisch nur mit dem gleichen Material oder mit anderen Materialien unter Vermittlung eines Ein-Komponenten-Silikon-Kautschuks.

Die leichten Wachsmodelle schwimmen gern auf und müssen daher vor dem Gießen mit Doppelklebeband oder flüssigen Klebstoffen am Boden der Gießform gehalten werden. Beim Gießen sind Lufteinschlüsse zu vermeiden. Die Entformung ist erst möglich, wenn die Oberfläche des gegossenen Silikon-Kautschuks absolut trocken und klebefrei ist. Die Entformung sollte vor-

sichtig und langsam erfolgen, damit im Falle eines Anhaftens eine Beschädigung des Wachsausgusses, aber auch der Silikon-Kautschuk-Form, vermieden wird.

Nach der Trennung der Silikon-Kautschuk-Form von der Aluminium-Gießform wird das den Luftweg ausfüllende Wachs entfernt. Dazu wird die Kautschuk-Form mit einem Skalpell halbiert und anschließend wieder zusammengesetzt.

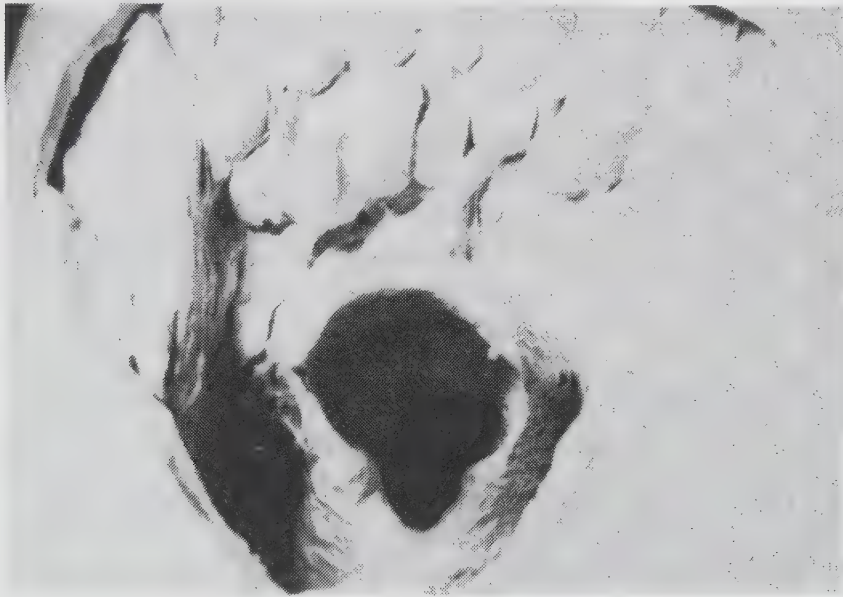


Abb. 20: Blick von kranial in ein Silikon-Kautschuk-Modell mit Oropharynx, Hypopharynx und Larynx-Eingang.

Die Silikon-Kautschuk-Form läßt sich trotz ggf. mehrfachen Durchschneidungen beliebig oft zum erneuten Gießen von Wachsausgüssen verwenden. Dazu werden die Formteile etwa nach Art eines Puzzles zusammengesetzt, in die Aluminium-gießform zurückgestellt, eingespannt und schließlich erneut ausgegossen.

Auf diese Weise wurden Duplikate der Kehlkopfausgußformen gewonnen, die es zuließen, weitere identische oder abgewan-

delte Silikon-Kautschuk-Formen oder Polyester-Gießharz-Modelle herzustellen.

Zum Zwecke der Strömungsbeobachtung wurden schließlich transparente Kehlkopfmodelle aus Polyester-Gießharz hergestellt: Wir verwendeten dazu Relopal-GK-Polyester-Gießharz der Firma Lothar Reif, Relokunststoffe, 7850 Lörrach.

Das Gießharz 'Relopal GK' wird mit MEKP-Härter gemischt (Methyl-Äthyl-Keton-Peroxid). Die Härtermenge beträgt ca. 0,5 - 3 %, je nach Gießharzmenge. Folgende Härtermengen können als ungefähre Richtwerte angenommen werden:

Gießharzmenge:	bis 20 ccm	- 3	% MEKP-Härter
	bis 50 ccm	- 1	% MEKP-Härter
	über 50 ccm	- 0,5	% MEKP-Härter

Die Verarbeitungs- bzw. Härtezeit richtet sich nach Härterzugabe und Temperatur. Temperaturen über 20° C beschleunigen, tiefere Temperaturen verzögern die Auswertung (unter 15° C sollte nicht gearbeitet werden):

MEKP-Härter-Zugabe	Verarbeitungszeit bei 20° C	Härtezeit bei 20° C
0,5 %	ca. 40 Minuten	ca. 8 Stunden
1 %	30 Minuten	3 Stunden
2 %	20 Minuten	2 Stunden
3 %	10 Minuten	1 Stunde

Wir verwandten meist eine Konzentration von 1 % MEKP-Härter, obwohl die Gießharzmengen regelmäßig über 50 cm³ lagen. Wenn die Verarbeitungszeit dadurch auch verkürzt wurde, so

wurde doch bei der Härtezeit erheblich Zeit gespart.

Vor dem Einbetten in Polyester-Gießharz wurden die Aluminium-Gießformen mit Formentrennwachs ausgepinselt. Anderenfalls war eine Trennung von Gießform und Polyesterblock nicht möglich.

Nach Aufschrauben der Aluminium-Gießformen und Entnahme der Polyesterblöcke wurden die darin enthaltenen Ausgußformen aus Dentaloid-Wachs teils mechanisch, teils durch Erhitzen auf ca. 100° C entfernt. Ein Auswaschen durch (womöglich kochendes) Wasser verbietet sich durch eine erhebliche Minderung der Transparenz der Modelle, der nicht nur ein Beschlagen der inneren Oberfläche, sondern auch chemische Reaktionen mit Entstehung von Hydrolyseprodukten an der inneren Oberfläche zugrundeliegen sollen (Auskunft der herstellenden Firma).

Die Gießharz-Modelle wurden gesägt, geschliffen und poliert und erlaubten aufgrund ihrer Transparenz eine ausgezeichnete Beobachtung der Hypopharynx-, Larynx- und Trachea-Lumina. Optische Verzerrungen durch rundliche Modellblock-Oberflächen waren durch die quadratischen Aluminium-Gießformen ausgeschlossen worden.

Für die Luftwiderstandsmessungen an den Modellen wurde die Ringblende des Rhinomanometers, wie bei den Leichenhalsorganen beschrieben, von kaudal in das Trachealumen luftdicht eingepaßt. Soweit erforderlich, wurde zur sicheren Abdichtung, ein Trachealkanülenblock über den Adapter geschoben und mit Luft soweit aufgeblasen, daß keine Nebenluft entweichen konnte.

3.5 Imitation von Larynx- und Tracheastenosen im Modell

Zur Imitation von Larynx- und Tracheastenosen wurden zunächst multiple, identische Duplikate von Ausgußformen hergestellt und mit chirurgischen Instrumenten derart behandelt (verkleinert), daß nach Umkehr in Silikon-Kautschuk oder Polyester-Gießharz im Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modell folgende Stenosen in unterschiedlicher Ausprägung erzeugt wurden:

1) Bewegungsstörungen der Stimmlippe

Medianwärtsverlagerung beider Stimmlippen in ihrer gesamten Ausdehnung sowohl ventro-dorsal als auch kranio-kaudal (also incl. Conus elasticus). Diese Einengungen der Glottis wurden ergänzt durch eine Erweiterung der Glottis zur Imitation der Inspirationsstellung der Stimmlippen, d.h. zur Aufhebung der beidseitigen Intermediärstellung am Leichen-Präparat (sogen. Kadaver-Stellung der Stimmlippen). Darüberhinaus wurde ein Präparat mit nur einseitiger Paramedianstellung angefertigt.
Insgesamt 7 Modelle.

2) Laryngeale Stenosen durch vordere Synechie

Es wurden Membranen im Niveau des freien Randes der Stimmlippen von der vorderen Kommissur ausgehend imitiert, die von Modell zu Modell eine schrittweise Reduktion der Glottisfläche von ventral nach dorsal zur Folge hatten. In Abb. 21 und Abb. 22 ist die Technik der Herstellung solcher laryngealer Stenosen dargestellt.
8 Modelle.

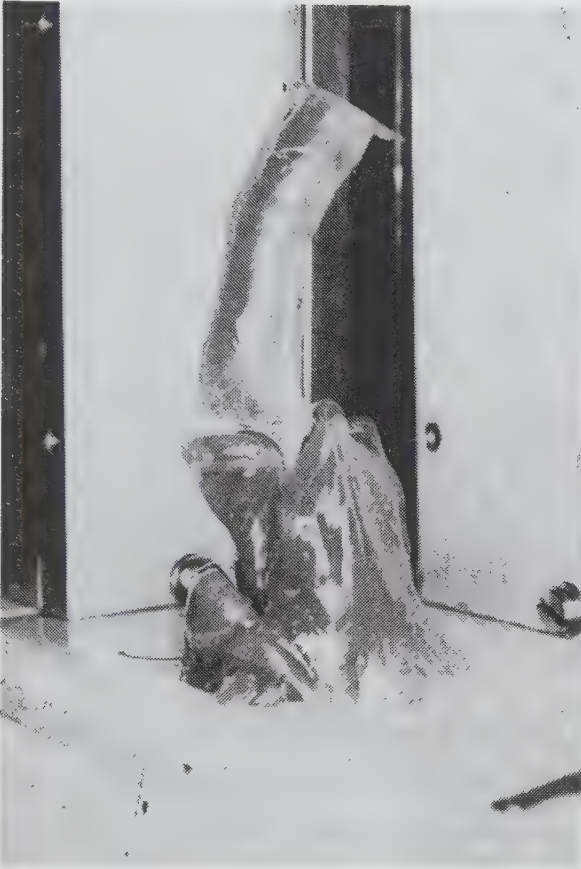


Abb. 21:
Die bearbeitete Ausgußform zur Imitation
einer vorderen Synechie (Präparat 65).



Abb. 22: Die gleiche Ausgußform in der
Aluminium-Gießform. Erster
Schritt des Gießvorganges zur
Herstellung einer schwierigen
Silikon-Kautschuk-Form mit
starken Hinterschneidungen.

3) Sanduhrförmige Tracheastenosen

Ca. 40 mm unterhalb der Glottis wurden in der Trachea Stenosen erzeugt, die nach kranial und kaudal einen sanften Übergang in das Normallumen aufwiesen. Auch bei ausgeprägteren Stenosen wurde das Minimum des Restlumens in die Höhe 40 mm unter Glottisniveau gelegt.

In Abb. 23 und Abb. 24 wird die Form einer solchen Tracheastenose nach Bearbeitung der Wachsausgußform gezeigt.

7 Modelle.

4) Lochblenden-Stenosen der Trachea

Zur Herstellung von lochblendenförmigen Tracheastenosen wurde vorgegangen, wie unter 3) geschildert; der Übergang von normal weitem zu stenosierte Trachealumen wurde hier abrupt gewählt.

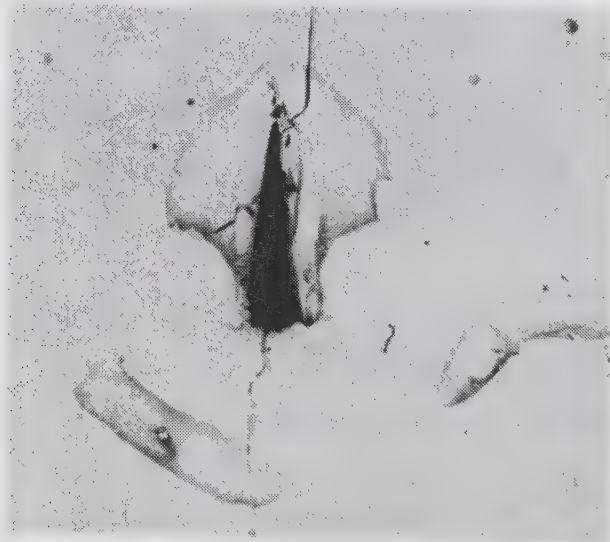
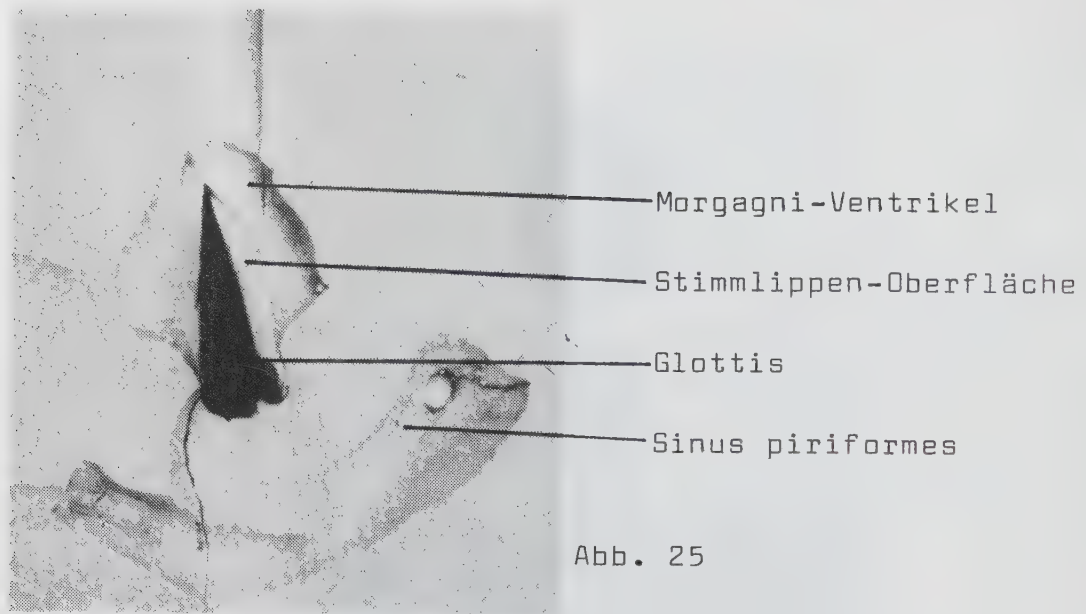
8 Modelle.

Für die Einengungen der Glottisfläche (1 und 2) wurde ein kleineres Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modell gewählt (das einer Frau), für die Tracheastenosen (3 und 4) das Modell aus den Halsorganen eines Mannes.

Die derart bearbeiteten Ausgußformen wurden vermessen und fotografiert, bevor sie in Silikon-Kautschuk bzw. Gießharz gegossen wurden. Dabei zeigte die Erfahrung, daß bei so ausgeprägten Hinterschneidungen, wie sie das flache Narbensegel einer vorderen Synechie bietet, nur eine exakte Gießtechnik Lufteinschlüsse vermeidet. Oft hilft in diesen Fällen nur ein zweizeitiges Vorgehen, wobei im ersten Schritt außerhalb der Aluminiumgießform zunächst lediglich die "vordere Synechie" ausgegossen und im zweiten Schritt die gesamte Restform darübergegossen wird (s. Abb. 22).



Abbildungen 23 und 24: Die bearbeiteten Ausgußformen zur Imitation einer sanduhrförmigen (links) und Lochblenden-Stenose (rechts) der Trachea.



Abbildungen 25 und 26:

Querschnitte von Silikon-Kautschuk-Modellen (Beispiele) mit Einengungen der Glottisfläche durch die Stimmlippen. Der Schnitt wurde nach der Widerstandsmessung knapp über Niveau der engsten Stelle zur planimetrischen Ausmessung der Restlumenfläche gelegt.

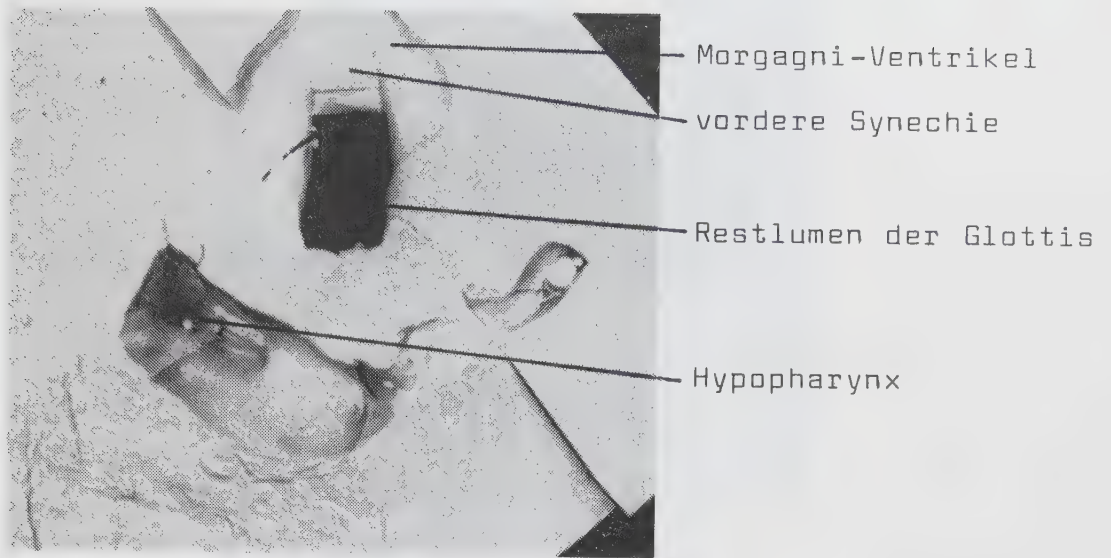


Abb. 27

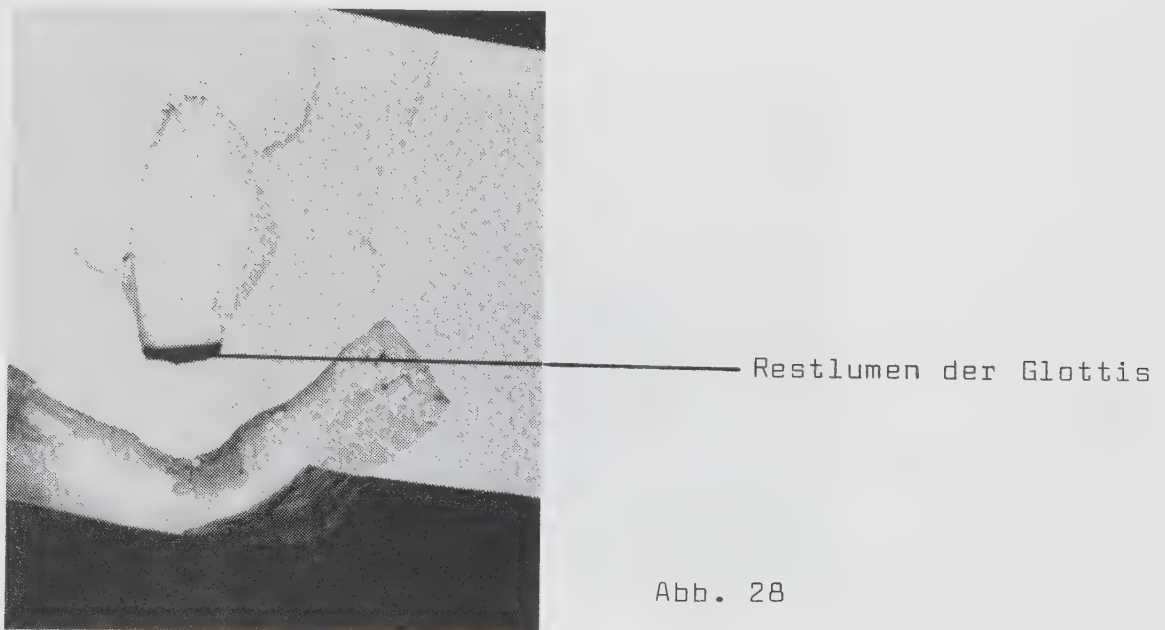
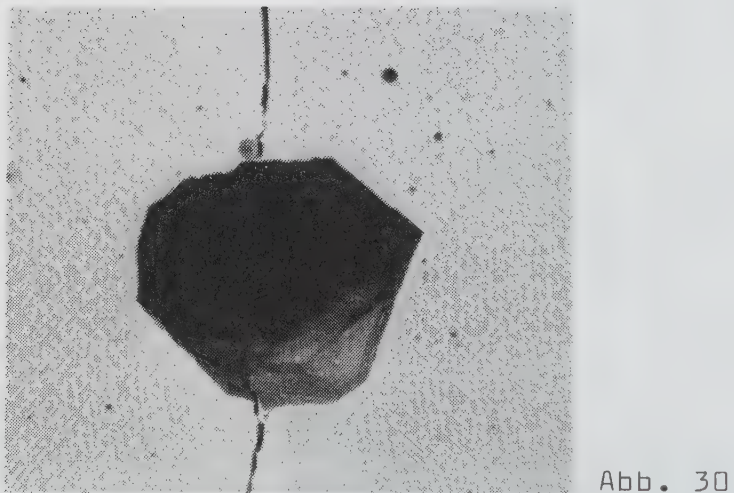
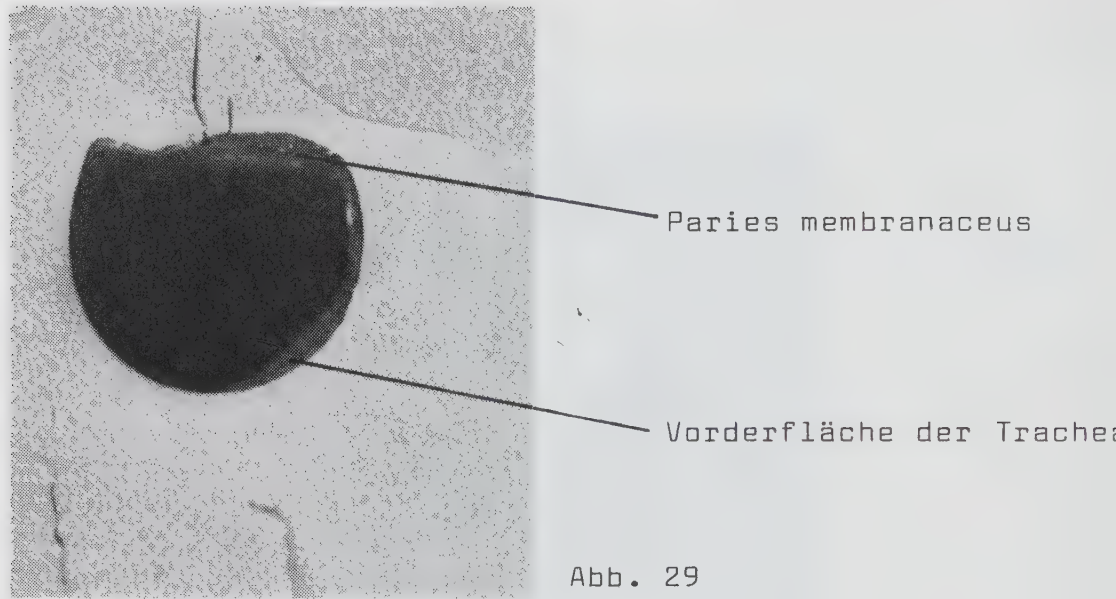


Abb. 28

Abbildungen 27 und 28:

Querschnitte von Silikon-Kautschuk-Modellen (Beispiele) mit Einengungen der Glottisfläche durch vordere Synechie. Der Schnitt wurde nach der Widerstandsmessung knapp über Niveau der engsten Stelle zur Ausmessung der Restlumenfläche gelegt.



Abbildungen 29 und 30:

Querschnitte von Silikon-Kautschuk-Modellen (Beispiele).
In der oberen Abbildung ist die Form der normalen Trachea
40 mm unter Glottisniveau gezeigt.

In der unteren Abbildung ein Querschnitt in Höhe der
engsten Stelle einer sanduhrförmigen Tracheastenose zur
planimetrischen Ausmessung der Restlumenfläche.

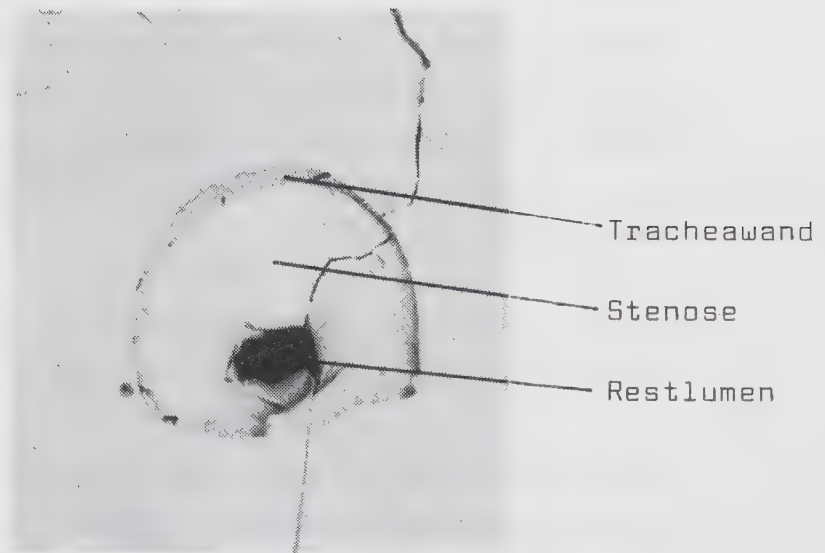


Abb. 31

Abb. 31: Querschnitt eines Silikon-Kautschuk-Modelles mit Einengung des Trachealumens durch Lochblendenstenose.
Der Schnitt zur planimetrischen Ausmessung der Restlumenfläche und der Widerstandsmessung wurde knapp über Niveau der engsten Stelle gelegt.

Nachdem die fertig erstellten Kautschuk-Formen vom Ausgußwachs befreit und die Atemwiderstandsmessungen durchgeführt worden waren, wurden sie an der engsten Stenosestelle zusätzlich aufgeschnitten. Mit Hilfe eines Makroobjektives wurden die Stenoselumen-Flächen fotografiert und bei konstant gehaltenem Vergrößerungsfaktor planimetrisch ausgemessen.

In den Abbildungen 26 bis 31 sind Beispiele solcher Restlumina dargestellt.

Die Bestimmung der "charakteristischen Abmessung" zur Errechnung der REYNOLDS-Zahl erfolgte bei den deutlich unrunderen Querschnitten (z.B. Glottis) durch Errechnung des gleichwertigen (sogen. "hydraulischen") Durchmessers (s. Abschnitt 'Strömungsmechanik').

3.6 Auswertung der Druckvolumenkurven

Die Auswertung der parabelähnlichen Druckvolumenkurven geschah durch eine Mehrpunktbeschreibung, wobei folgende Überlegungen der Auswahl der Ablesepunkte zugrundelagen:

Die Volumenströmung bei physiologischer Atmung hängt von der körperlichen Leistung, die erbracht werden soll, also vom Sauerstoffbedarf der Lungen bzw. des Stoffwechsels, ab. Dabei ist zu unterscheiden zwischen dem integrierten Luftbedarf $\bar{V}$ (Produkt aus Atemvolumen und Frequenz, z.B. Atemminutenvolumen) und dem für Strömungsuntersuchungen maßgeblicheren Momentanwert der Volumenströmung $\dot{V}(t)$ bei Inspiration und Expiration in seinem zeitlichen Verlauf.

Der Maximalwert von $\dot{V}(t)$ ($\dot{V}_{\max}$) entspricht etwa dem Dreifachen des Mittelwertes $\bar{V}$.

LINHARD (1949) gibt für $\bar{V}$ folgende Werte an:

	$\bar{V}$ [l/min]
in Ruhe	5,0
bei leichter Arbeit	6,5
bei schwerer Arbeit	18,5
bei Schwerstarbeit	22,5

Nach SCHÄFER (1960) beträgt die normale mittlere Ventilation in Ruhe $\bar{V} = 6$ l/min und bei schwerster Belastung bis zu 120 l/min.

Versuche von FISCHER (1969) ergaben für $\dot{V}_{\max}$ folgende Werte:

	$\dot{V}_{\max}$ [l/min]
Ruhe / leichte Arbeit	15 - 30
mittlere körperl. Anstrengung	30 - 50
schwere körperl. Anstrengung	50 - 80

Das normale Atemvolumen liegt bei 500 bis 600 cm³ bis zu 1000 cm³. Die Atemfrequenz schwankt zwischen 12 und 24 Atemzügen pro Minute, kann aber bei Hyperpnoe und schwerer Arbeit, aber auch bei Dyspnoe über den doppelten Wert ansteigen.

Wir geben daher (auch in Anlehnung an BACHMANN et al. 1984) den Widerstand Δp bei 10 l/min und 20 l/min und den Volumenflow ($\dot{V}$), der bei einem Widerstand von 15 mm Wassersäule herrscht, an. Alle Werte wurden für Inspiration (Sog) und Expiration getrennt bestimmt.

3.7 Sichtbarmachen_von_Strömungen

Nach den Ausführungen im Abschnitt "Strömungsphysikalische Vorbemerkungen" sind die Strömungsverhältnisse von Modellen dann mit dem Original vergleichbar, wenn die REYNOLDS-Zahl gleich bleibt (Ähnlichkeitsgesetz). Es wäre demnach möglich gewesen, die Modellgröße, die Volumengeschwindigkeit und die kinematische Viskosität zu ändern.

Die Modellgröße wurde der exakten Modelliertechnik entsprechend gleich dem Original gehalten.

Während für die Widerstandsmessungen Luft als strömendes Medium benutzt wurde, entschieden wir uns zum Sichtbarmachen der Strömung für eine Flüssigkeit. Da Wasser wegen der Minderung der Transparenz der Gießharzmodelle auswich und nach entsprechenden Vorversuchen Alkohole eine bessere Transparenz bewirkten, sollte als Fluid ein Alkohol Verwendung finden. Zum Sichtbarmachen der Strömung dienten uns transparente Polystyrol-Kügelchen mit einem Durchmesser von 0,4 - 0,8 mm, die uns von den Chemischen Werken in Marl-Hüls überlassen wurden. Deren spezifisches Gewicht beträgt 1,03.

Um weder die Differenz des spezifischen Gewichtes zwischen Fluid und suspendierten Teilchen (Polystyrol 1,03) zu groß werden zu lassen noch eine Substanz zu hoher kinematischer Viskosität zu benutzen (1,2-Propandiol hat zwar das "ideale" spezifische Gewicht von 1,03, aber eine kinematische Viskosität von über 50 Centistokes, deutlich höher als Luft), wurde ein Kompromiss zwischen beiden Notwendigkeiten eingegangen:

Mit Hilfe eines Viskosimeters wurden die kinematischen Viskositäten unterschiedlicher Mischungsverhältnisse von Äthanol und 1,2-Propandiol bestimmt (s. Tab. 1 und Abb. 32) und das Mischungsverhältnis gewählt, das zwar eine kinematische Viskosität deutlich kleiner als Luft ($\approx 16,8$ cSt) besitzt,

ANTEIL PROPANDIOL(1-2) AM GEMISCH MIT ÄTHANOL	ν (cSt)
0%	1,52
11%	1,9
20%	2,1
50%	3,9
52,4%	5,0
60%	6,9
100%	52,0

Tab. 1: Kinematische Viskosität ermittelt am Viskosimeter
(Meßbereich 0,5 - 6 cSt) bei 20° C.

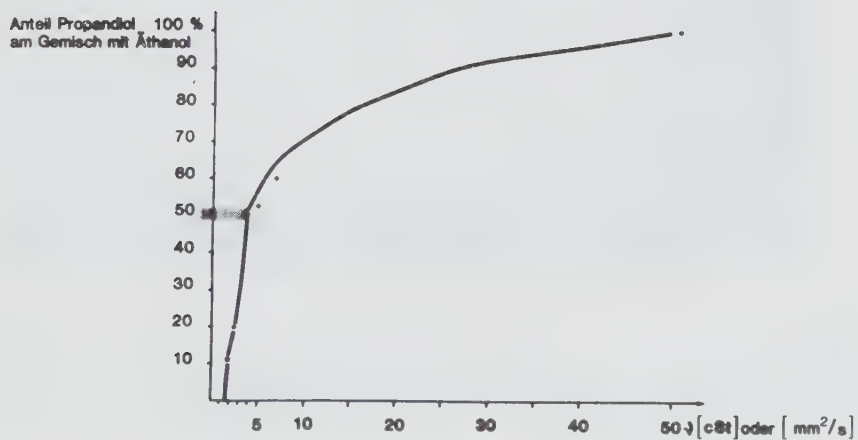


Abb. 32: Grafische Darstellung der kinematischen Viskosität
von Gemischen aus Äthanol und 1,2-Propandiol
bei 20° C.

in der Dichte aber noch eng genug bei dem Dichtewert der Polystyrolkugeln liegt.

Das Verhältnis von 50 % Äthanol und 50 % 1,2-Propandiol stellt mit dem Wert für die kinematische Viskosität von $\nu \approx 3,9$ cSt und einem spezifischen Gewicht über 0,9 einen ausreichenden Kompromiss dar, zumal den Polystyrolkugeln während der Strömung durch das Gießharzmodell nicht genügend Zeit zum Absinken zur Verfügung steht.

Aus der Forderung

$$Re_{(Luft)} = Re_{(Alkohol)} \quad \text{folgt daher, daß}$$

$$\frac{u_{(Luft)} \cdot l}{\nu_{(Luft)}} = \frac{u_{(Alkohol)} \cdot l}{\nu_{(Alkohol)}}$$

und wegen der identischen Abmessungen von Original und Modell

$$\frac{u_{(Luft)}}{\nu_{(Luft)}} = \frac{u_{(Alkohol)}}{\nu_{(Alkohol)}}$$

und nach Umstellung

$$u_{(Luft)} = u_{(Alkohol)} \frac{\nu_{(Luft)}}{\nu_{(Alkohol)}} \cdot$$

Wegen $\nu_{(Luft)}$ etwa 16,8 (unter Berücksichtigung von Körpertemperatur, Luftfeuchtigkeit und durchschnittlichem atmosphärischem Druck).

und $\nu_{(Alkohol-Gemisch)} \approx 3,9$ (s. Tabelle) folgt

$$u_{(Luft)} = \frac{u_{(Alkohol)}}{4,3} \cdot$$

Das bedeutet, daß die Strömung im Modell die natürliche Strömung um den Faktor 4,3 langsamer - aber naturgetreu - wiedergibt und daher eine einfachere Beobachtung zuläßt.

Um die Strömungsverhältnisse so naturgetreu wie möglich wiederzugeben, wurden die Gießharzmodelle, an denen Strömungsbeobachtungen vorgenommen werden sollten, mit "sanften" Einlaß- und Auslaß-Düsen bzw. -Diffusoren versehen.

Dazu wurden von den Einlaßöffnungen Kautschuk-Abdrücke hergestellt, in deren vom Modell abgewandtes Ende eine Gewindemutter zum Anschluß des Rohrleitungssystems eingegossen wurde (s. Abb. 33).

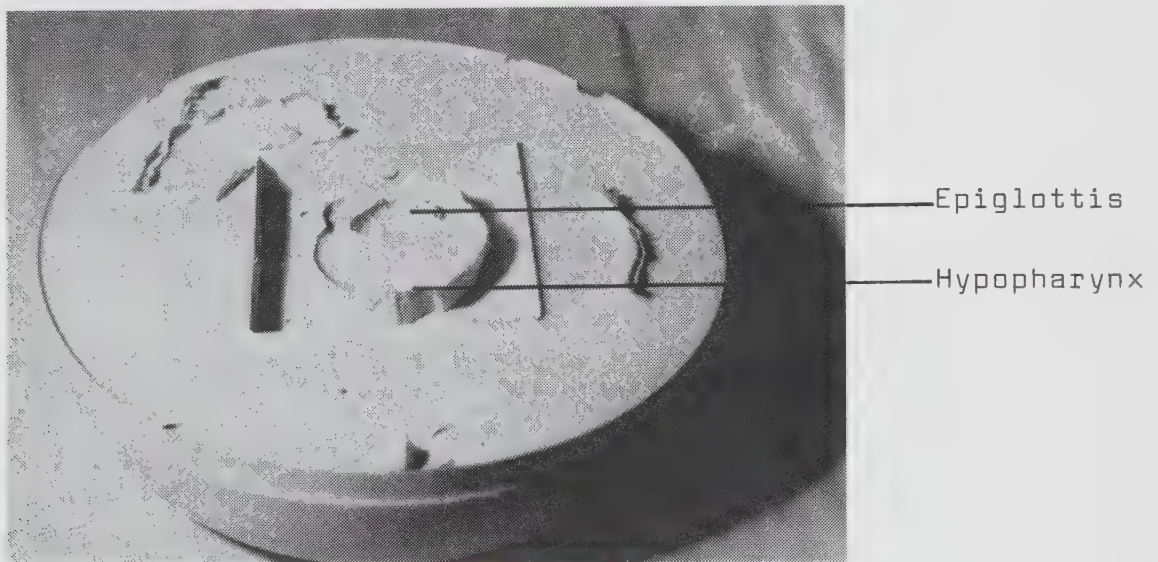


Abb. 33: Oberer Abdruck eines Polyester-Gießharz-Modelles aus Silikon-Kautschuk zur Herstellung eines Anschlußstückes.

Diese für jedes einzelne Modell individuell zu erstellenden Abdrücke wurden mit chirurgischen Instrumenten derart bearbeitet, daß entsprechend sanfte Übergänge zwischen Hypopharynx und Rohrleitung sowie Trachea und Rohrleitung entstanden (s. Abb. 34).

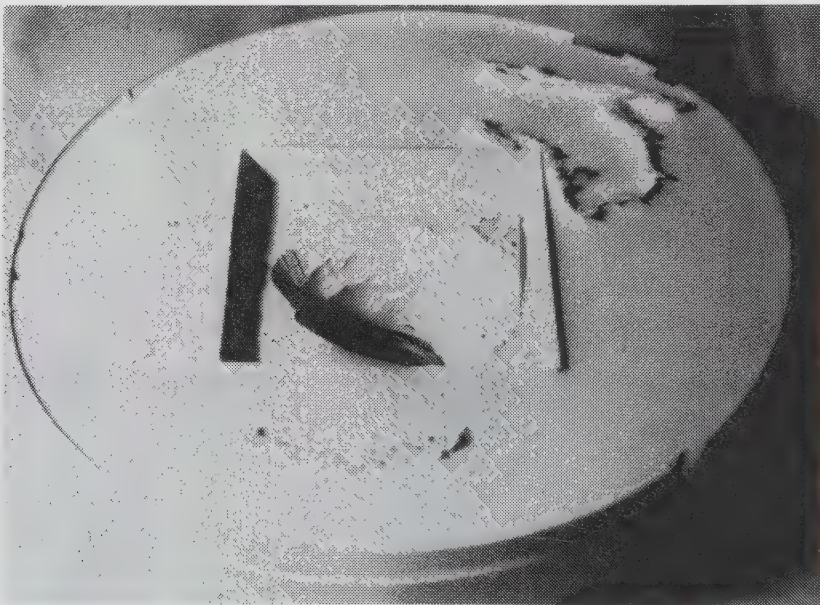


Abb. 34: Herstellung eines oberen Anschlußstückes:
Die bearbeitete Silikon-Kautschuk-Form.

Da diese Einlaß-/Auslaß-Stücke zu weich und nicht zu verkleben waren, wurden von ihnen identische Gießharz-Duplikate angefertigt.

Dazu wurden die Silikon-Kautschuk-Formen mit Dentaloid-Wachs ausgegossen und nach dem Erkalten aufgetrennt (s. Abb. 35). Der Wachsausguß mit Gewindemutter (Abb. 36) zum Anschluß an das Rohrleitungssystem konnte in diesem Zustand noch geglättet werden.

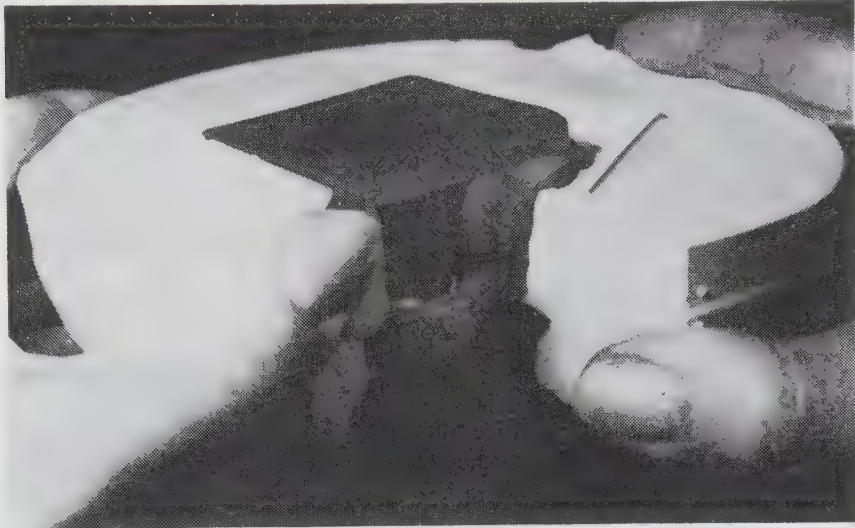


Abb. 35: Herstellung von Anschlußstücken zwischen Modell und Rohrleitungssystem. Die Silikon-Kautschuk-Form ist eröffnet und gibt den Blick auf den Wachsausguß mit Gewindemutter frei.

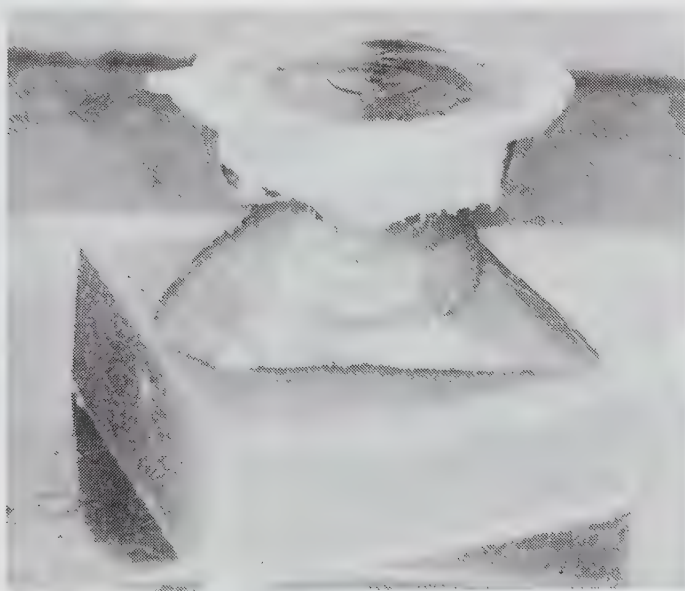


Abb. 36: Herstellung von Anschlußstücken zwischen Modell und Rohrleitungssystem. Dentaloidwachs-Ausguß mit Gewindemutter.

Mit Hilfe der so gewonnenen Wachsaußgüsse wurden schließlich Polyester-Gießharz-Teile gegossen, die nach Entfernung des Wachses und Verkleben mit den Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modellen (als Klebstoff diente ebenfalls Polyester-Gießharz) als ideale Kupplungen für das Zuleitungsschlauchsystem dienten (s. Abbildungen 37, 38 und 39).

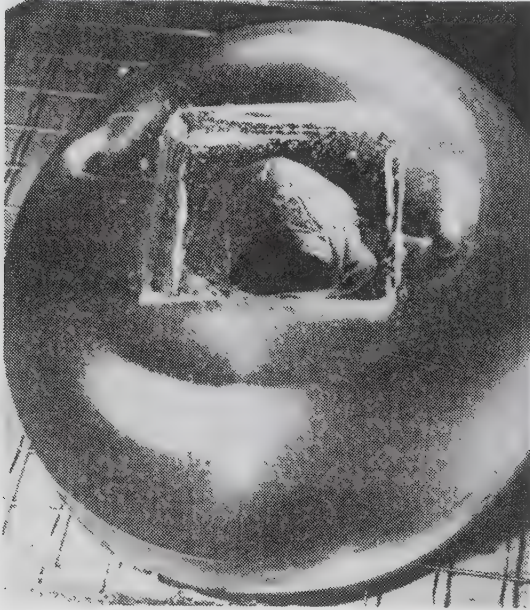


Abb. 37

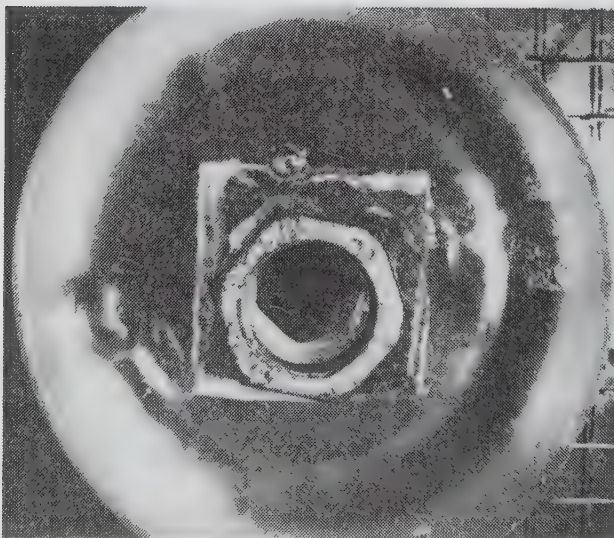


Abb. 38



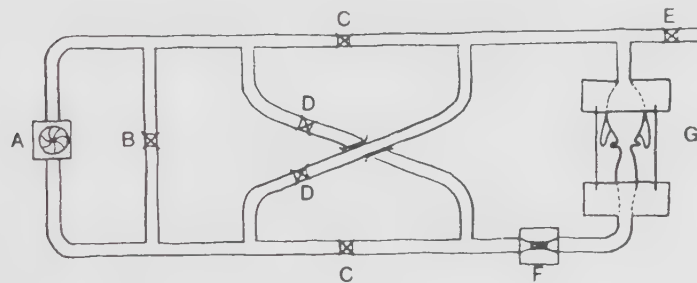
Abb. 39

Abbildungen 37 bis 39: Fertige Anschlußstücke von oben, von unten und am Modell.

Am kaudalen Ende wurde der Schlauch gerade an die Trachea herangeführt, am kranialen Ende des Modells über einen Viertelkreis-Krümmer ohne Ecken, dessen Krümmung nach ventral zeigte und den Weg der Atemluft durch Nasopharynx bzw. Oropharynx imitierte.

So ausgestattet wurden die Modelle in ein geschlossenes Rohrleitungssystem mit Kreislumppe und Flowmeter bzw. offenes System mit Meßzylinder und Stoppuhr zur Volumen-Geschwindigkeits-Messung eingeschraubt (Abb. 40).

ROHRAUFBAU ZUR MODELLEDURCHSTROMUNG (SCHEMA)



- A - KREISELPUMPE
- B - DROSSELHAHN IN BYPASS-STRECKE
- C - DROSSELHÄHNE IN VORLAUFRICHTUNG
- D - DROSSELHÄHNE IN RÜCKLAUFRICHTUNG
- E - DROSSELHAHN IN ENTLÜFTER
- F - FLOW-METER
- G - MODELL MIT ANSCHLUSS-STÜCKEN

Abb. 40: Rohrleitungsaufbau zur Modelldurchströmung.
Das Schema zeigt die Möglichkeit der Geschwindigkeitsdrosselung (B oder C und D) und der Richtungsänderung (C-Richtung oder D-Richtung).

Durch verschiedene Bypass-Strecken war trotz nur einer Geschwindigkeit und Richtung der Kreislpumpe eine Regelung der Strömungsgeschwindigkeit und der Strömungsrichtung möglich.

Diese Anlage gestattete die Beobachtung der Strömung durch das Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modell unter konstanten (stationären) und instationären Bedingungen. Die Strömung wurde auf Videofilm, Fotografien und Zeichnungen festgehalten.

4 Ergebnisse

4.1 Vergleich Modelle - Leichenpräparat

Abbildung 41 zeigt die Druck-Volumen-Kurven von 4 Varianten des Hypopharynx-Larynx-Trachea-Präparates im Vergleich:

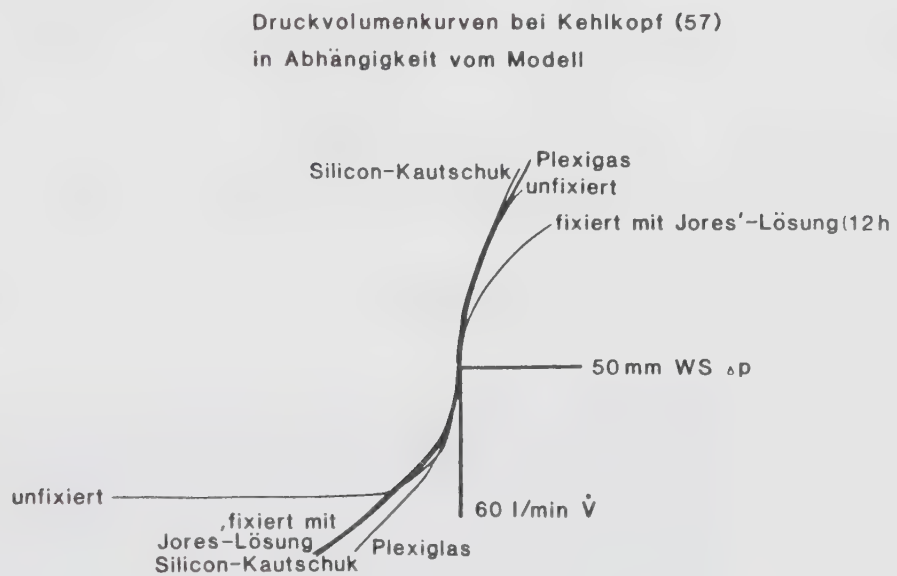
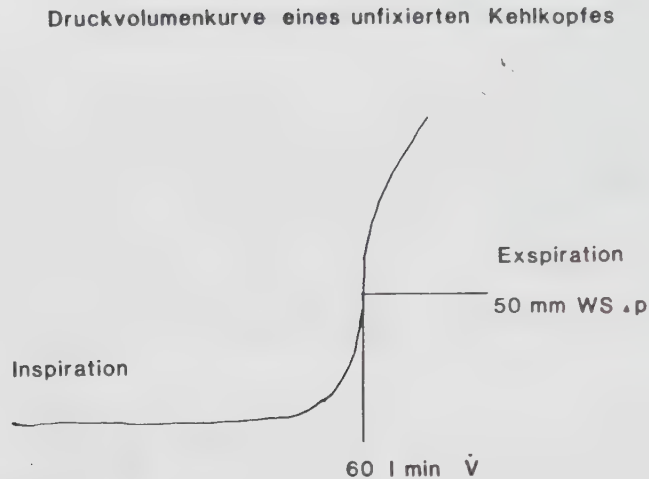


Abb. 41: Vergleich von Druck-Volumen-Kurven in vier Varianten des Hypopharynx-Larynx-Trachea-Präparates (57), negative Werte: Inspiration, positive Werte: Expiration
a) unfixiert
b) fixiert
c) Modell aus Silikon-Kautschuk
d) Modell aus Polyester-Gießharz (Plexiglas)

Man erkennt die gute Übereinstimmung der Druck-Volumen-Kurven des unfixierten, des Silikon-Kautschuk- und des Gießharz-Modelles.

Bei "Inspiration" nimmt die sonst paraboloiden Kurve des unfixierten Präparates durch Medianverlagerung der Stimmlippen



s. auch Abb. 8-10

Abb. 42: Druckvolumenkurve des unfixierten Hypopharynx-Larynx-Trachea-Präparates (57).

Bei negativen Werten ("Inspiration") kommt es durch Ansaugen der Stimmlippen zu einer Einengung der Glottisfläche und zu einem stärkeren Ansteigen des Widerstandes. Die sonst paraboloiden Kurve (s. "Expiration") nimmt zunächst Kreisform an; bei 55 l/min berühren sich die Stimmlippen (Phonationsstellung), der Widerstand steigt extrem an: Die Kurve verläuft parallel zur Abszisse.

durch Ansaugen nahezu Kreisform an. Bei ca. 55 l/min berühren sich die Stimmlippen (Phonationsstellung), der Widerstand steigt extrem an: Die Widerstandskurve verläuft parallel zur Abszisse (s. Abb. 42).

4.2 Messungen des laryngealen Widerstandes an tracheotomierten Patienten

Beispiel 1: Patientin A.Z., 69 Jahre alt.

Frau Z. war wegen einer beidseitigen Rekurrensparese nach dreimaliger Strumaoperation tracheotomiert worden. Nach der Lateralfixation des linken Stimmbandes und nach Abklingen der Wundschwellung bestand Eupnoe. Das indirekte Kehlkopfspiegelbild zeigte eine maximale Glottisweite von $3 \frac{1}{2}$ mm bei Zustand nach Lateralfixation des linken Stimmbandes und Rekurrensparese mit Paramedianstellung rechts.

Kurz vor dem Dekanülement führten wir die Widerstandsmessung des Kehlkopfes bei Tracheotomie durch (s. Abb. 43).

**Z: Zust. n. Lateralfix. II bei beids. Rec-Parese,
kurz vor Tracheostoma - Verschluss.**

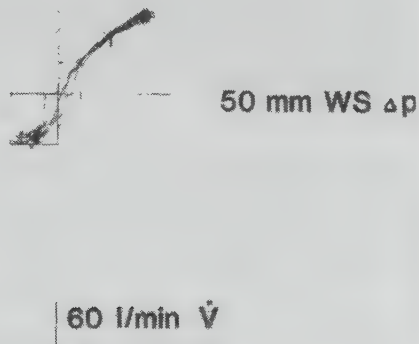


Abb. 43: Meßkurve des laryngealen Widerstandes bei einer Patientin, die wegen einer beidseitigen Rekurrens-Parese tracheotomiert worden war; Zustand nach Laterofixation des linken Stimmbandes. Es besteht Eupnoe.

Expiration:	15 mm WS	-	19 l/min
	30 mm WS	-	außerhalb des gemessenen Bereiches
Inspiration:	15 mm WS	-	15 l/min
	30 mm WS	-	15 l/min
Expiration:	10 l/min	-	7 mm WS
	20 l/min	-	16 mm WS
Inspiration:	10 l/min	-	4 mm WS
	20 l/min	-	außerhalb des gemessenen Bereiches

Beispiel 2: Patient K. H. W., 45 Jahre alt.

Wegen eines supraglottischen Kehlkopfkarzinoms war die horizontale Kehlkopfteilresektion nach Alonso vorgenommen worden. Postoperativ kam es zu einem verzögerten Rückgang der Schwellung im Bereich des "Restvorhofes" (Aryödem beidseits). Aus diesem Grund bestand zum Zeitpunkt der Untersuchung noch das Tracheostoma.

Kehlkopfspiegelbefund: Zustand nach horizontaler Kehlkopfteilresektion unter Mitnahme eines ausgedehnten Anteils des Zungengrundes, der Epiglottis und der Taschenfalten. Ausgeprägtes Aryödem, das den Blick auf den vorderen Anteil der reizlosen Stimmbänder freigibt und das sichtbare Lumen der Glottis um mehr als die Hälfte einengt.

Das Ergebnis der Widerstandsmessung ist in Abb. 44 wiedergegeben. Die unruhige Atmung bietet das Bild mehrerer Hysteresekurven.

W.: Zust.n. horizont. KK Teilresekt., Aryödem

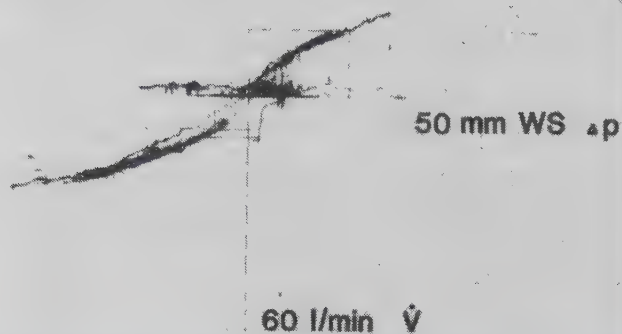


Abb. 44: Meßkurve des laryngealen Widerstandes bei einem Patienten, der wegen eines Aryödems nach horizontaler Kehlkopfteilresektion tracheotomiert worden ist (Patient W., K. H.)

Es besteht ein deutlich erhöhter Atemwiderstand.

Es wurden folgende Durchschnittswerte gemessen:

Expiration:	15 mm WS	-	14 l/min
	30 mm WS	-	20 l/min
Inspiration:	15 mm WS	-	13 l/min
	30 mm WS	-	20 l/min
Expiration:	10 l/min	-	10 mm WS
Inspiration:	20 l/min	-	10 mm WS
Expiration:	20 l/min	-	30 mm WS
Inspiration:	20 l/min	-	20 mm WS

Beispiel 3: Patientin H. N., 48 Jahre alt.

Bei der Patientin besteht ein follikuläres Schilddrüsenkarzinom, welches in den Larynx und das obere Oesophagusdrittel eingewachsen ist. Die Patientin war wegen rasch zunehmender Dyspnoe tracheotomiert worden.

Kehlkopfspiegelbefund: Es besteht eine Auftreibung der ge-

samten Supraglottis mit Einebnung nahezu sämtlicher Strukturen, Epiglottis noch erkennbar. Die Glottis besitzt kein Lumen mehr. Beim probatorischen Verschuß des Tracheostomas gelingt es der Patientin bei maximaler Expiration lediglich, geringe Mengen Luft durch den Glottisspalt zu pressen. Eine Inspiration ist nicht möglich.

Die Widerstandsmessung, die naturgemäß rasch vonstattengehen mußte, ergab einen "unendlichen" Larynxwiderstand; meßbare Volumina wurden bei der Messung nicht bewegt (s. Abb. 45).

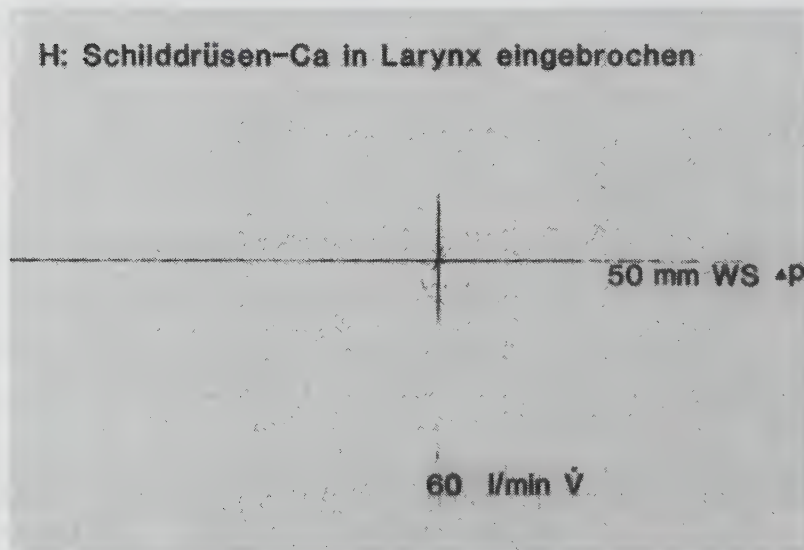


Abb. 45: Meßkurve des laryngealen Widerstandes bei einer Patientin, die wegen des Einbruchs eines follikulären Schilddrüsen-Karzinoms in den Kehlkopf und die Speiseröhre tracheotomiert worden war (Pat. H., N.)

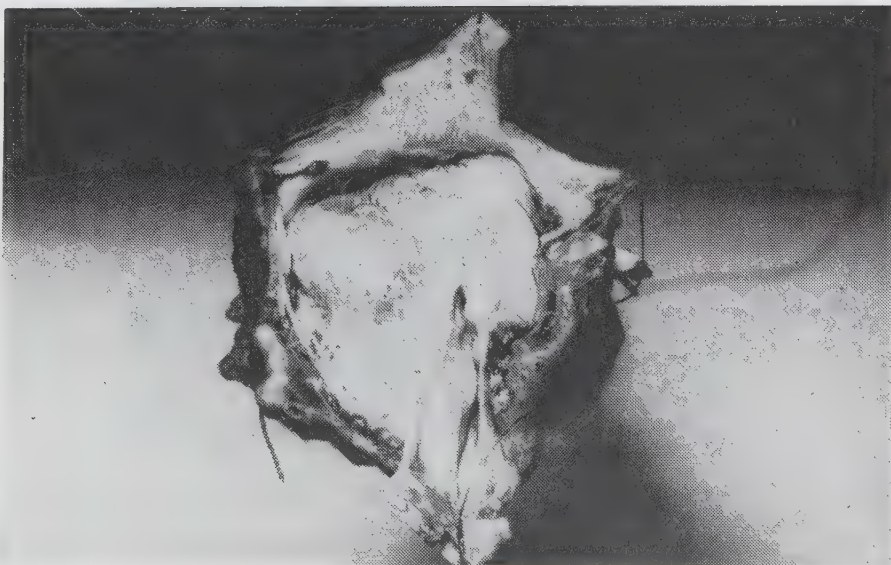
Ein meßbarer Volumenstrom kommt bei extrem großem Widerstand nicht zustande (Druckvolumenkurve = parallel zur Abszisse).

Dieses Resultat ergab sich sowohl bei der Messung an der tracheotomierten Patientin als auch am Resektat nach Laryngektomie.

Am 22.11.84 wurde die Larynx- und Ösophagusentfernung unter Mitnahme der Reststruma in Zusammenarbeit mit der hiesigen

Chirurgischen Klinik durchgeführt. Der Speiseweg wurde durch Magenhochzug und kollare Anastomose wiederhergestellt.

Am Resektat war die vollständige Tumorausdehnung zu erkennen (s. Abbildungen 46 und 47). In diesem Zusammenhang ist von besonderer Bedeutung, daß der Luftweg durch die Raumforderung des Schilddrüsenkarzinoms auf einer Strecke von 40 mm komplett verlegt worden war. Die Widerstandsmessung am Resektat ergab den gleichen Befund wie oben beschrieben (Abb. 45). Eine Abdruckentnahme scheiterte an der vollständigen Glottisstenose.



Abbildungen 46 (oben) und 47 (unten): Larynx-Ösophagus-Resektat bei follikulärem Schilddrüsen-Karzinom mit Einbruch in Larynx und Ösophagus (Präparat der Patientin H.).

4.3 Messungen des laryngealen Widerstandes an exstirpierten tumortragenden Kehlköpfen

Außer dem vorangegangenen Beispiel (Patientin H., Abb. 45) wurden an zwei weiteren exstirpierten tumortragenden Kehlköpfen Widerstandsmessungen durchgeführt.

Beispiel 2: Bei dem Patienten St. bestand ein überwiegend supraglottisch wachsendes, verhornendes Plattenepithel-Karzinom, dessen Ausdehnung nach ventral in das Corpus adiposum laryngis und nach kaudal über das Tuberculum epiglottidis hinaus die Laryngektomie erforderlich gemacht hatte.

Die Tumorausdehnung ist aus der Abb. 48, in der der exstirpierte Larynx von dorsal eröffnet dargestellt ist, ersichtlich.



Abb. 48: Supraglottisches Kehlkopf-Karzinom (Patient St.).

Abb. 49 zeigt die Wachs-Ausgußform, die aus dem exstirpierten tumortragenden Larynx mit anhängender Rest-Trachea gewonnen wurde.

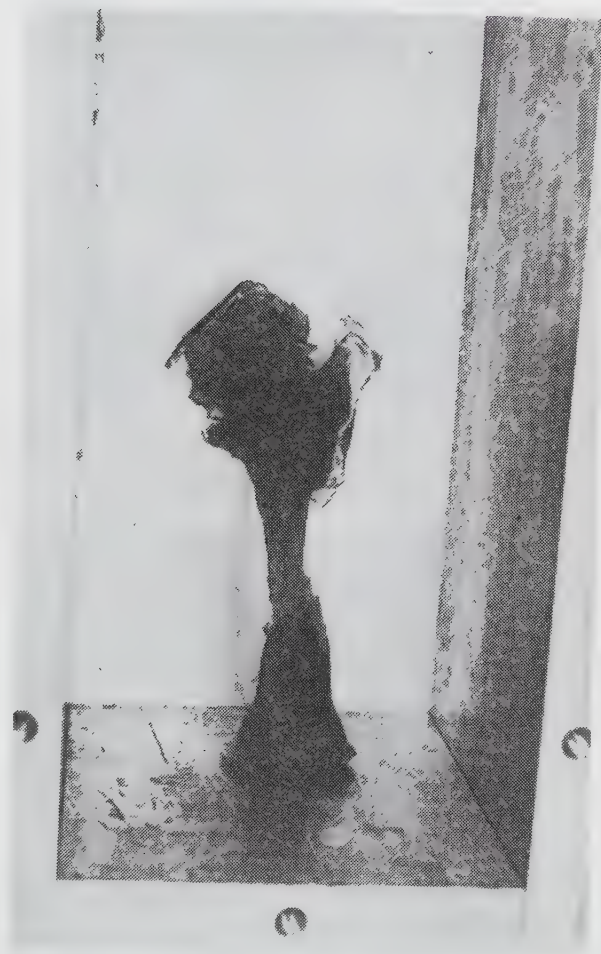


Abb. 49: Ausgußform aus Operationspräparat nach Laryngektomie bei supraglottischem Kehlkopf-Karzinom (Patient St.)
Ansicht von ventral.

Die Abbildungen 50 und 51 zeigen das Polyester-Gießharz-Modell, an dem die Widerstandsmessungen vorgenommen wurden. Die das Lumen einengenden Konturen, besonders im Bereich des Kehlkopfvorhofes, sind vollständig auf das Modell übertragen worden.

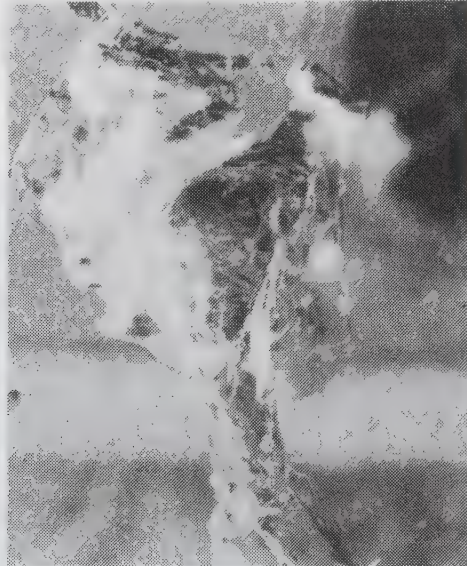


Abb. 50: Polyester-Gießharz-Modell nach dem tumortragenden exstirpierten Larynx des Patienten St. hergestellt. Ansicht von vorn.



Abb. 51: wie Abb. 50, Ansicht von der Seite.

In Abb. 52 ist die Druckvolumenkurve wiedergegeben, die durch Messung am Modell (St.) ermittelt werden konnte.

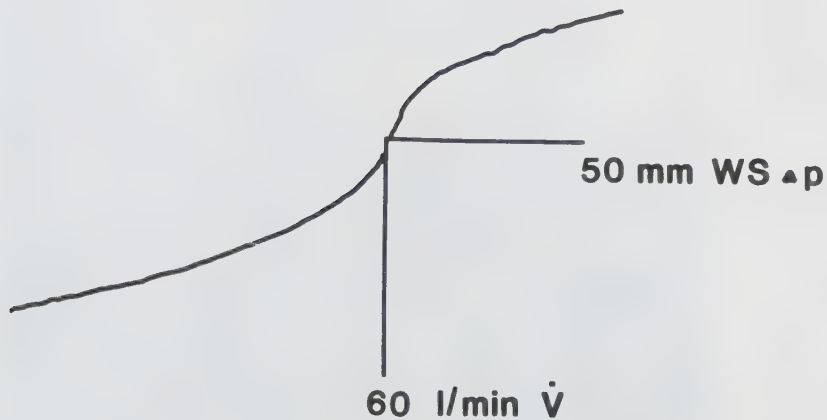


Abb. 52:

Expiration:	Widerstand bei 10 l/min	-	5 mm WS
Inspiration:	Widerstand bei 10 l/min	-	5 mm WS
Expiration:	Widerstand bei 20 l/min	-	20 mm WS
Inspiration:	Widerstand bei 20 l/min	-	17 mm WS
Expiration	Volumenflow bei 15 mm WS	-	17 l/min
Inspiration	Volumenflow bei 15 mm WS	-	18 l/min

Beispiel 3: Bei dem Patienten B. bestand ein verhornendes Plattenepithel-Karzinom mit transglottischer Ausdehnung und deutlicher Einengung der Glottisfläche.

Abb. 53 zeigt den von dorsal eröffneten Larynx.

Erwähnenswert ist die erhebliche Rauhigkeit der Tumoroberfläche.



Abb. 53: Transglottisches Kehlkopf-Karzinom (Patient B.)

In Abb. 54 ist die Wachs-Ausgußform von vorn, in Abb. 55 von der Seite dargestellt.

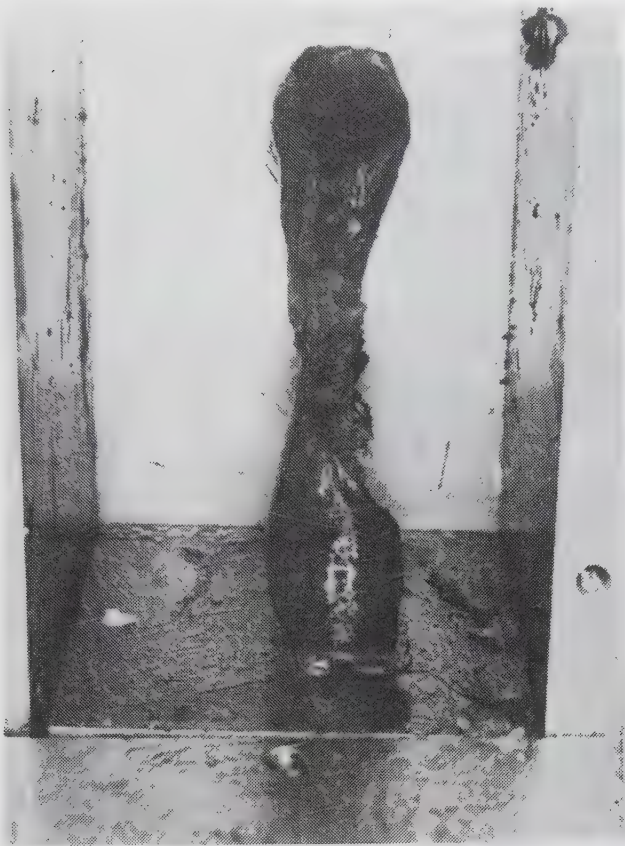


Abb. 54: Ausgußform
aus Operationspräparat
nach Laryngektomie bei
transglotttischem Kehlkopf-Karzinom
(Patient B.)
Ansicht von ventral.



Abb. 55: Ausgußform
aus Operationspräparat
nach Laryngektomie bei
transglotttischem Kehlkopf-Karzinom
(Patient B.)
Ansicht von lateral.

Abb. 56 und Abb. 57 zeigen das entsprechende Polyester-Gießharz-Modell, an dem die Widerstandsmessung vorgenommen wurde.



Abb. 56

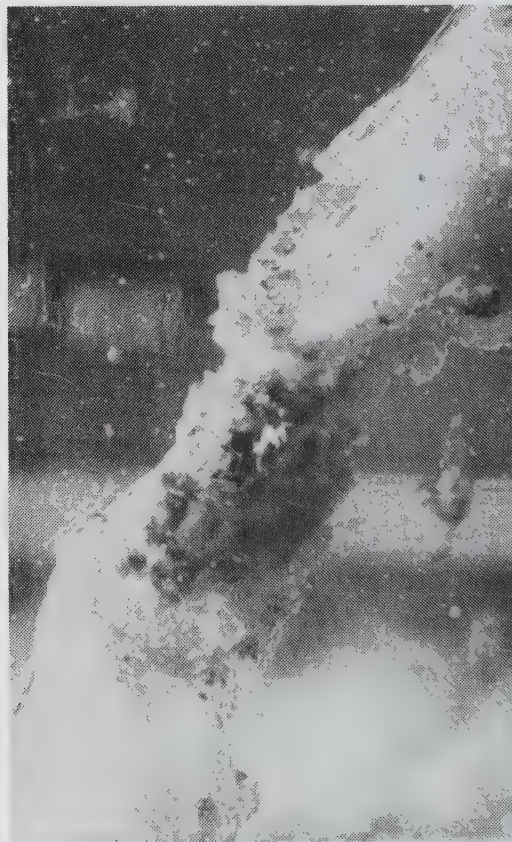
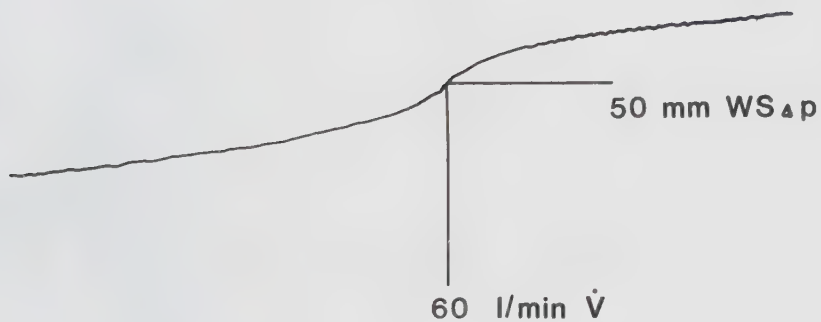


Abb. 57

Abb. 58 gibt die Druckvolumenkurve wieder, die am Polyester-Gießharz-Modell gemessen wurde.



Expiration:	Widerstand bei 10 l/min	-	20 mm WS
Inspiration:	Widerstand bei 10 l/min	-	20 mm WS
Expiration:	Widerstand bei 20 l/min	-	85 mm WS
Inspiration:	Widerstand bei 20 l/min	-	70 mm WS
Expiration:	Volumenflow bei 15 mm WS	-	9 l/min
Inspiration:	Volumenflow bei 15 mm WS	-	8 l/min

Das transglottische Tumorwachstum mit Verkleinerung der Glottisfläche und die raue Tumeroberfläche bewirken die Zunahme des Atemwiderstandes.

In Abb. 59 und Abb. 60 sind die histologischen Großschnitte der tumortragenden exzidierten Kehlköpfe (der Patienten St. und B.) wiedergegeben.

Abb. 59 (rechts):
Histologischer Großschnitt
des Kehlkopfes mit supra-
glottischem Plattenepithel-
karzinom (Pat. St.).
Die vertikale Schnittführung
knapp neben der Mittellinie
geht durch das linke Stimm-
band (Pfeil) (daher wirkt
die Glottis auf diesem Bild
"verschlossen") und durch
den Tumor (X)
(s. auch Abb. 48).

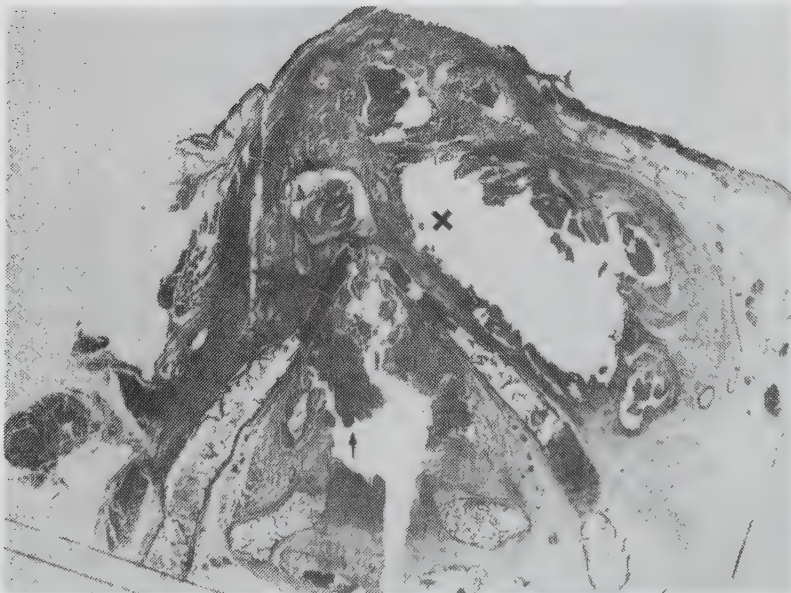


Abb. 60 (links):
Histologischer Groß-
schnitt des Kehlkopfes
mit transglottischem
Plattenepithelkarzinom
(Pat. B.).
Die Glottis (Pfeil)
ist durch den Tumor
eingeengt, der den
Kehlkopf auch nach vorn
verlassen hat und eine
große Nekrosehöhle
aufweist (X)
(s. auch Abb. 53).

4.4 Widerstandsmessungen an Hypopharynx-Larynx-Trachea- Modellen mit graduierten Larynx- oder Trachea-Stenosen

4.4.1 Einengungen am Kehlkopf

Abb. 61 gibt die Kurvenschar der Druckvolumenkurven bei Einengungen durch die Stimmlippen wieder, in Abb. 62 ist die Kurvenschar für Einengungen der Glottis durch vordere Synechien dargestellt.

Nach rechts oben (Druckdifferenzen bei positiven Drücken) sind die Kurven für Expiration, nach links unten (Sog; Druckdifferenzen bei negativen Drücken) die Kurven für Inspiration aufgetragen.

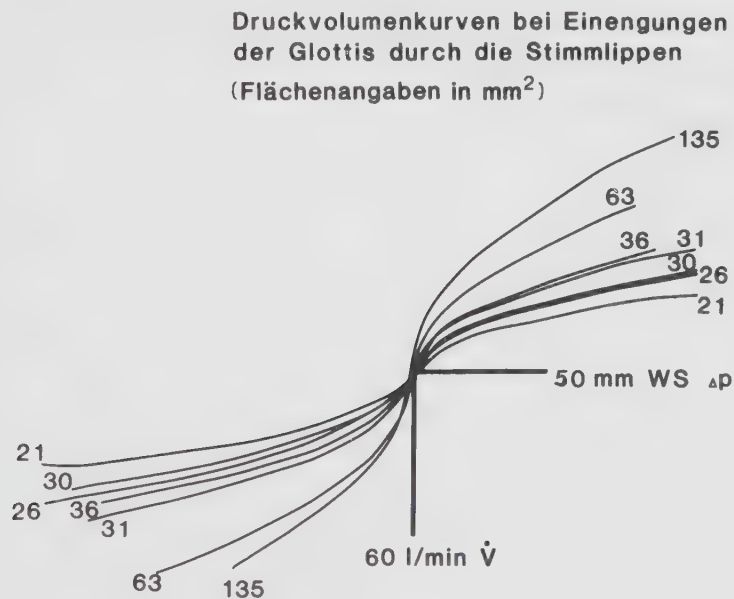


Abb. 61: Kurvenschar von Druckvolumenkurven, die an Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modellen aus Silikon-Kautschuk gemessen wurden, deren Glottis durch Einengung durch die Stimmlippen in unterschiedlichem Ausmaß verkleinert worden war
(an den Kurven-Enden die Flächenangaben in Höhe der Glottis)

Druckvolumenkurven bei Einengungen
der Glottis durch vordere Synechie
(Flächenangaben in mm²)

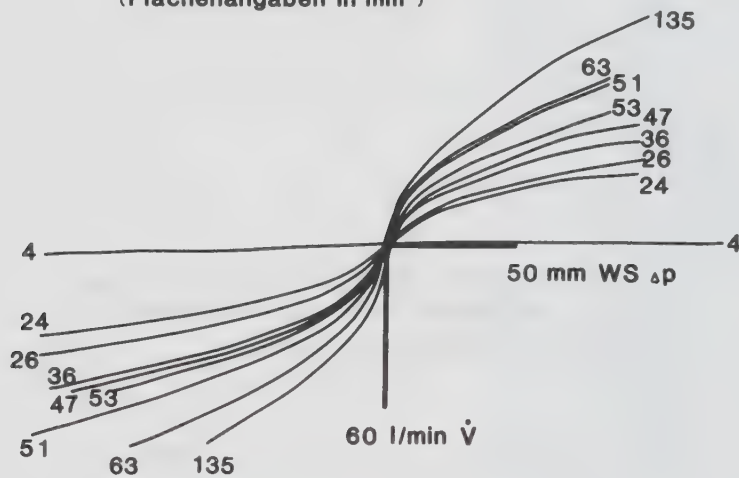


Abb. 62: Kurvenschar von Druckvolumenkurven, die an Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modellen aus Silikon-Kautschuk gemessen wurden, deren Glottisflächen durch vordere Synechien unterschiedlichen Ausmaßes verkleinert worden war (an den Kurven-Enden die Flächenangaben in Höhe der Glottis)

Betrachten wir die Werte für Einengungen der Glottis durch die Stimmlippen allein, so zeigt sich in- und expiratorisch ein nahezu linearer Kurvenverlauf (Gerade), dessen Erweiterung durch

den Ausgangswert (sog. Kadaverstellung, bds. intermediär, Symbol*)

und durch

den Wert für Glottiserweiterung auf Inspirationsstellung (Symbol♥)

jedoch eher die Form einer Hyperbel annimmt (Abb. 63 und 64).

Die Abbildungen 65 und 66 zeigen die Widerstandswerte bei höherem Volumenflow (20 l/min):

Es zeigt sich nahezu das gleiche Bild (man beachte den geänderten Maßstab auf der Abszisse!)

Die Abbildungen 67 und 68 zeigen die Volumenflow-Werte beim konstanten Widerstand von 15 mm WS.

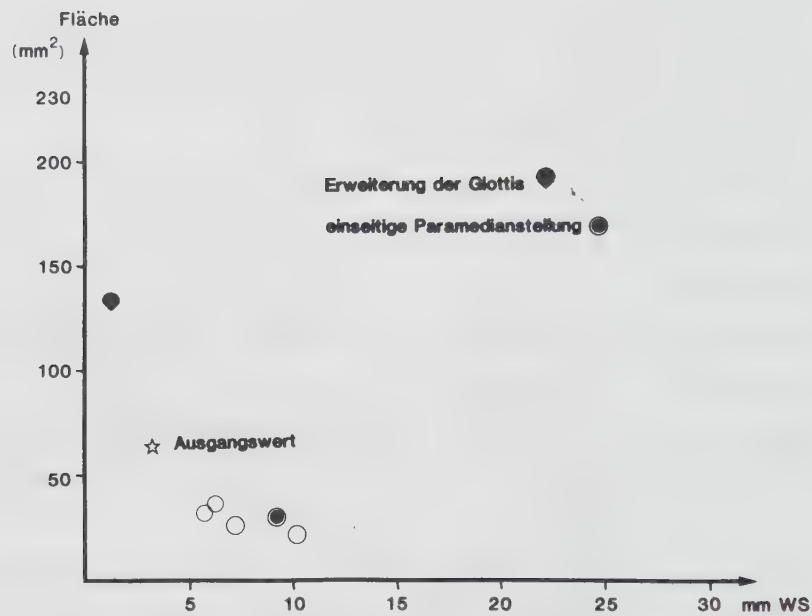


Abb. 63: Einengung der Glottis durch die Stimmlippen (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

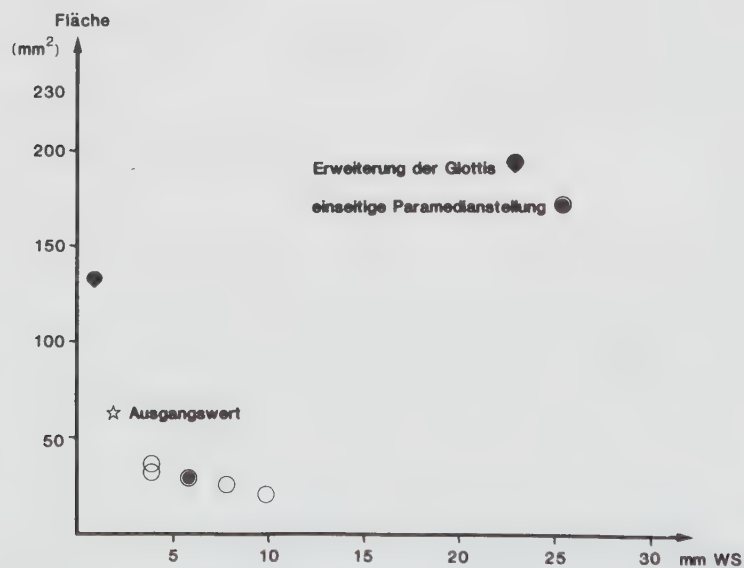


Abb. 64: Einengung der Glottis durch die Stimmlippen (Inspiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 1$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

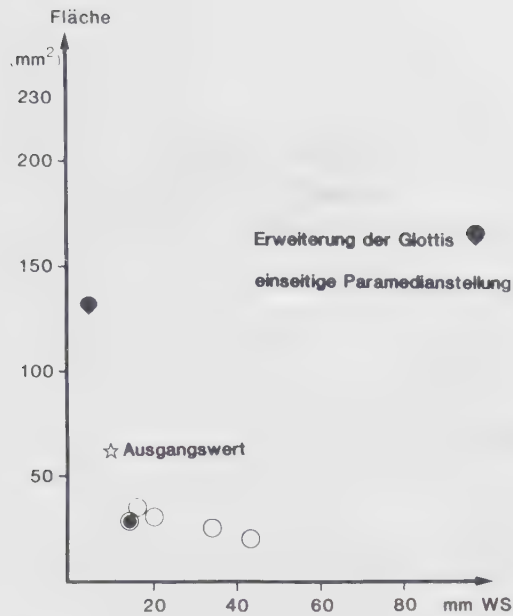


Abb. 65: Einengung der Glottis durch die Stimmlippen (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

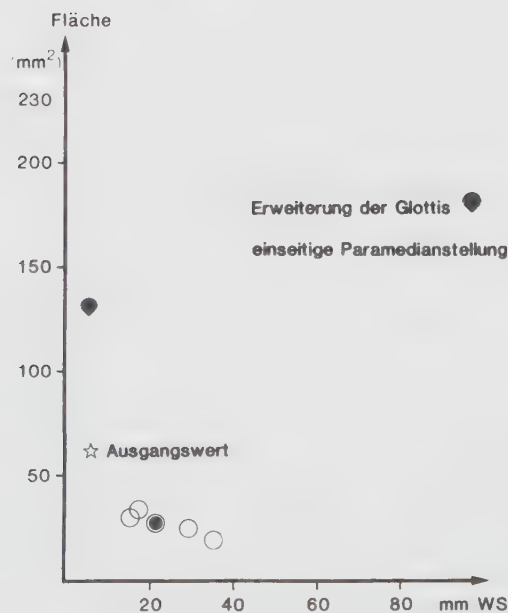


Abb 66: Einengung der Glottis durch die Stimmlippen (Inspiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

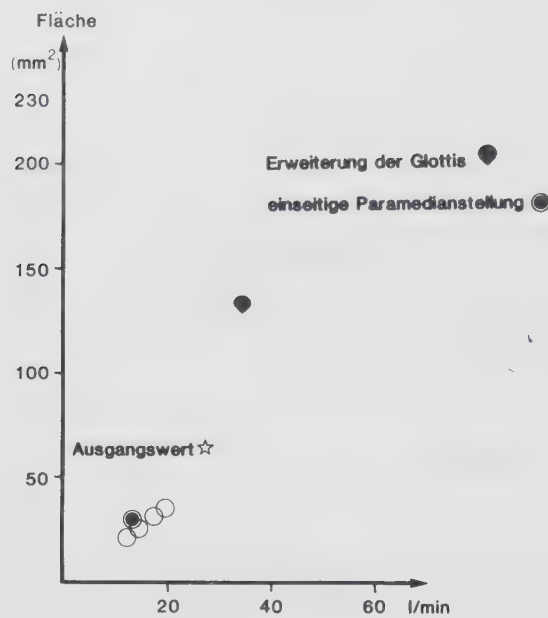


Abb. 67: Einengung der Glottis durch die Stimmlippen (Expiration). Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

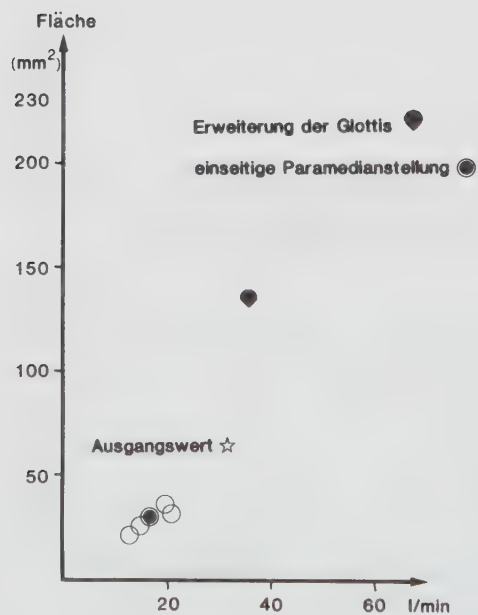


Abb. 68: Einengung der Glottis durch die Stimmlippen (Inspiration). Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

Bei der Einengung der Glottis durch eine vordere Synechie zeigt sich ein ähnliches Bild: Während die für sich allein betrachteten Werte für Einengung durch vordere Synechien zunächst einer Geraden zu folgen scheinen (man beachte jedoch bereits den Punkt mit geringster Restfläche, s. Abb. 69 und nahezu unendlich hohem Widerstand!), deutet die zusätzliche Berücksichtigung der Werte für Ausgangswert und sogar Erweiterung der Glottis in Inspirationsstellung an, daß es sich um einen Kurvenausschnitt aus einer hyperbelähnlichen Kurve handelt. Die Abbildungen 69 bis 74 zeigen die weiteren Meßwerte für vordere Synechien (wie unter "Einengungen der Glottis" beschrieben).

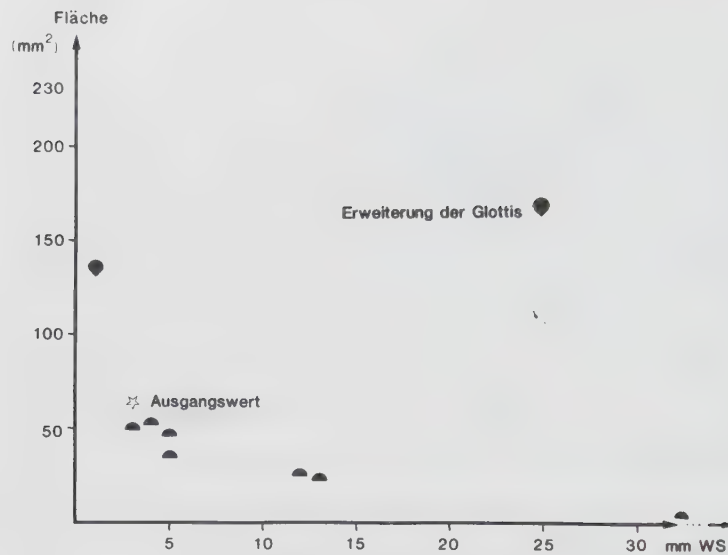


Abb. 69: Einengung der Glottis durch vordere Synechie (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

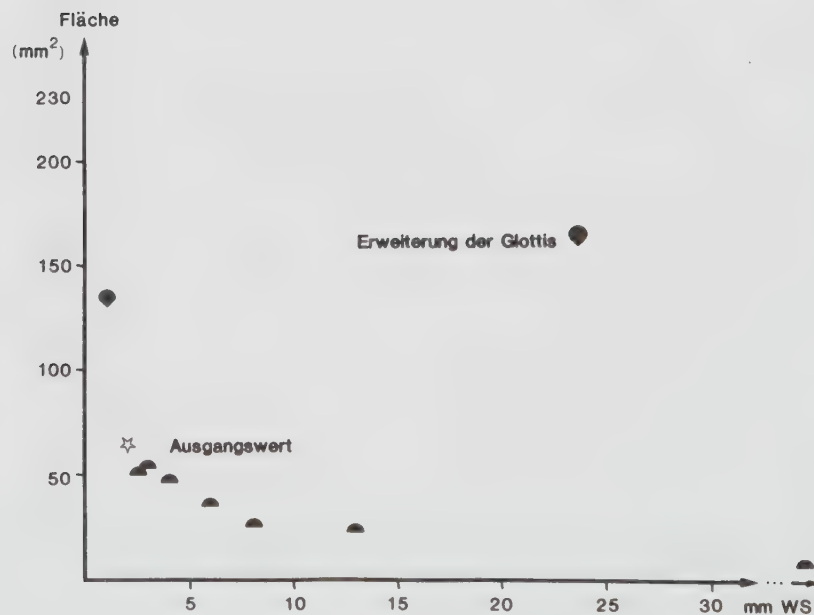


Abb. 70: Einengung der Glottis durch vordere Synechie (Inspiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

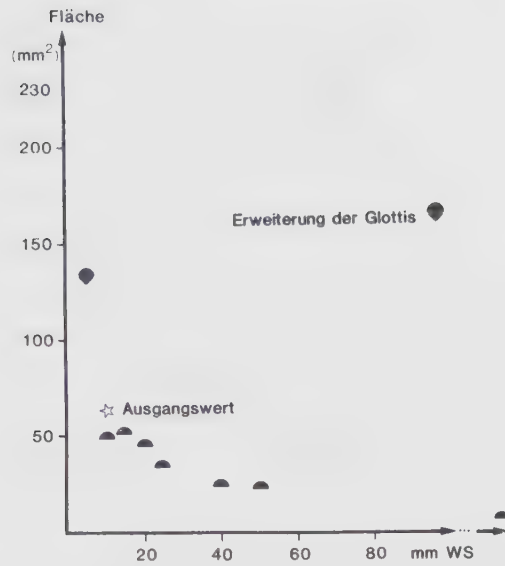


Abb. 71: Einengung der Glottis durch vordere Synechie (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

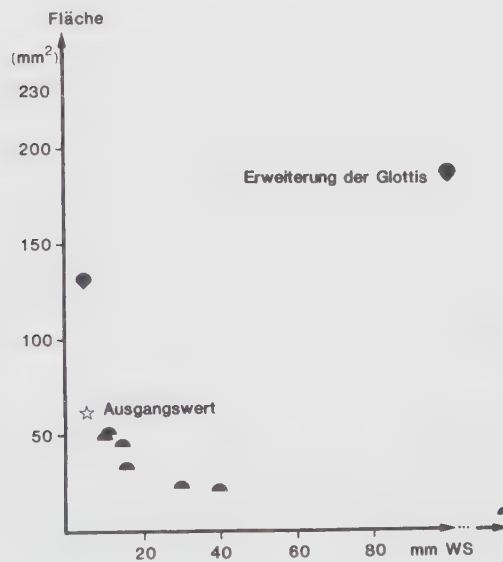


Abb. 72: Einengung der Glottis durch vordere Synechie (Inspiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

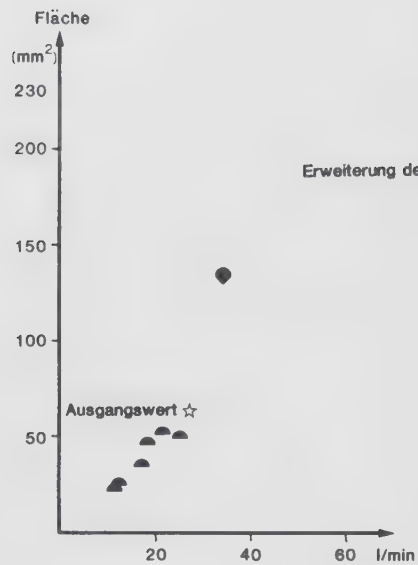


Abb. 73: Einengung der Glottis durch vordere Synechie (Expiration). Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

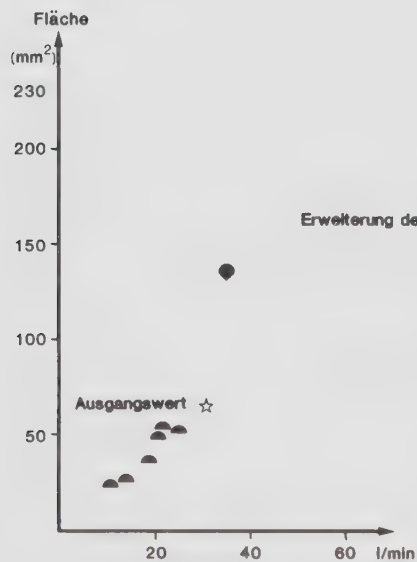


Abb. 74: Einengung der Glottis durch vordere Synechie (Inspiration). Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Glottisfläche.

Der Vergleich der Kurven für Einengungen der Glottis durch die Stimmlippen mit denen durch vordere Synechien macht das Ergebnis noch deutlicher (Abbildungen 75 bis 80): Die Kurven laufen nahezu parallel; ein signifikanter Unterschied läßt sich nicht feststellen.

Einengungen der Glottis durch die Stimmlippen und durch vordere Synechien bewirken eine Zunahme des Atemwiderstandes in Abhängigkeit von der resultierenden Restfläche. Dabei scheint die Fläche, die den Übergang vom vertikalen in den horizontalen Kurvenverlauf markiert, bei etwa 50 mm^2 zu liegen.

Diese Werte gelten für ein Kehlkopfmodell, das die Verhältnisse an einem weiblichen Kehlkopf wiedergibt.

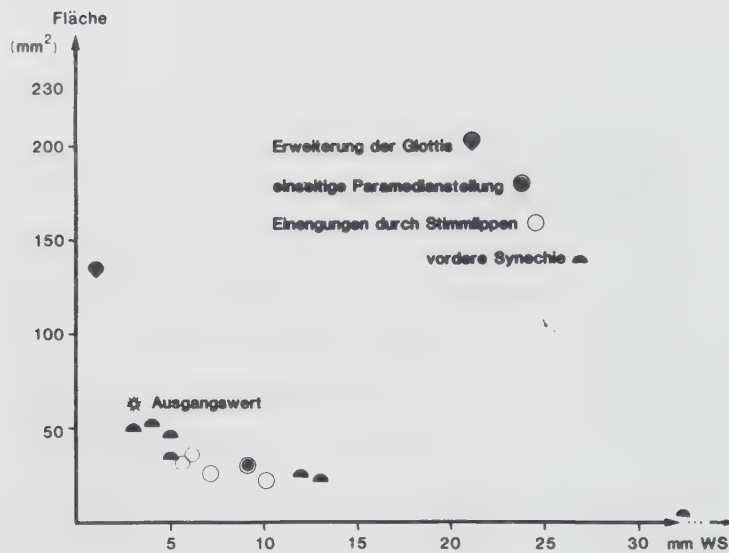


Abb. 75: Einengung der Glottis. Vergleich Einengung durch Stimmlippen und vordere Synechie. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche (Expiration).

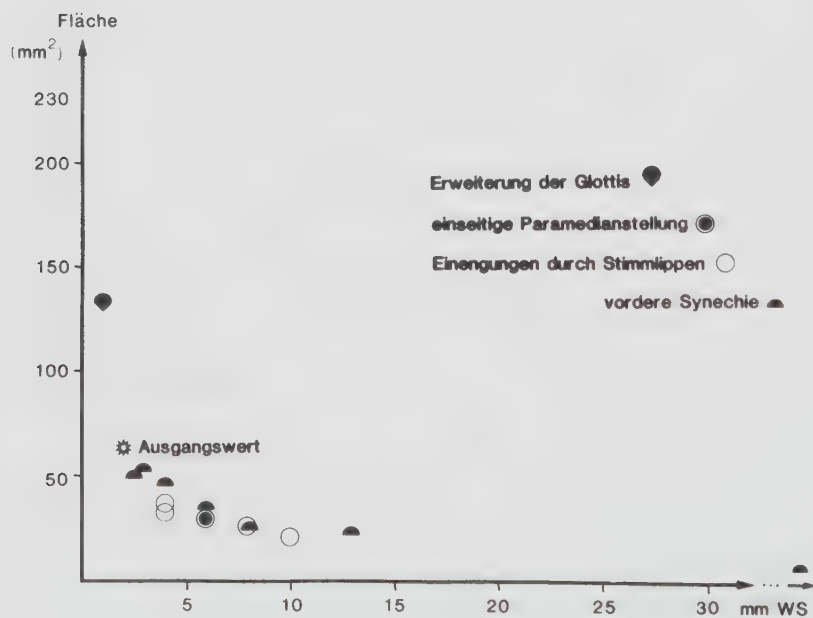


Abb. 76: Einengung der Glottis. Vergleich Einengung durch Stimmlippen und vordere Synechie. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche (Inspiration).

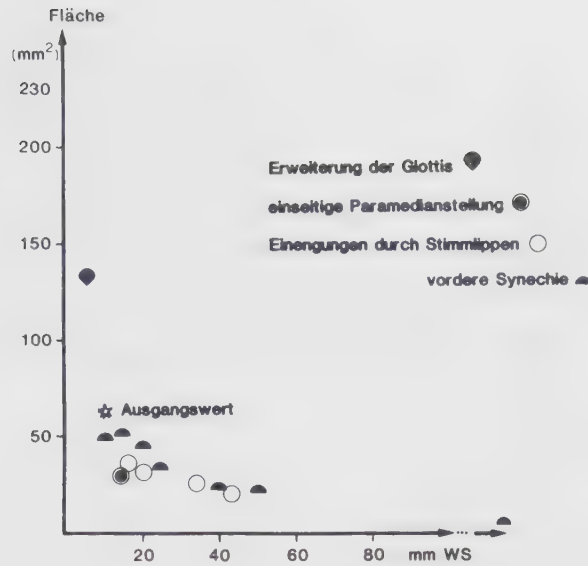


Abb. 77: Einengung der Glottis. Vergleich Einengung durch Stimmlippen und vordere Synechie. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche (Expiration).

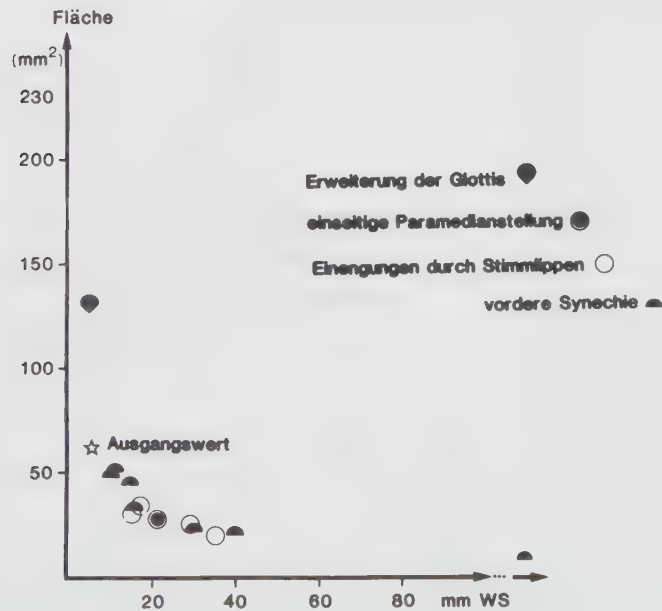


Abb. 78: Einengung der Glottis. Vergleich Einengung durch Stimmlippen und vordere Synechie. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Glottisfläche (Inspiration).

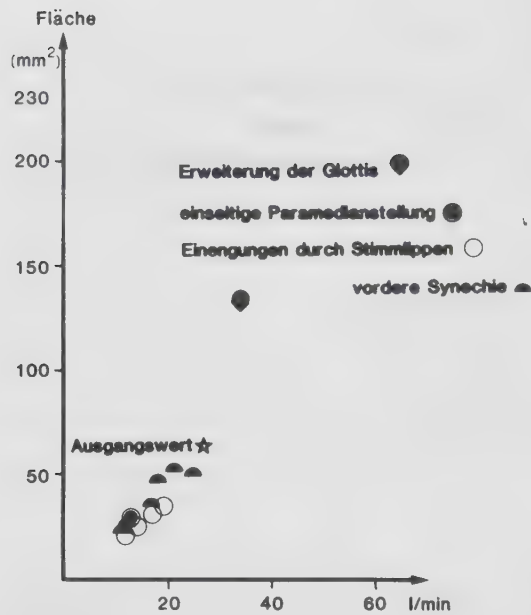


Abb. 79: Einengung der Glottisfläche. Vergleich Einengung durch Stimmlippen und vordere Synechie. Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Glottisfläche (Expiration).

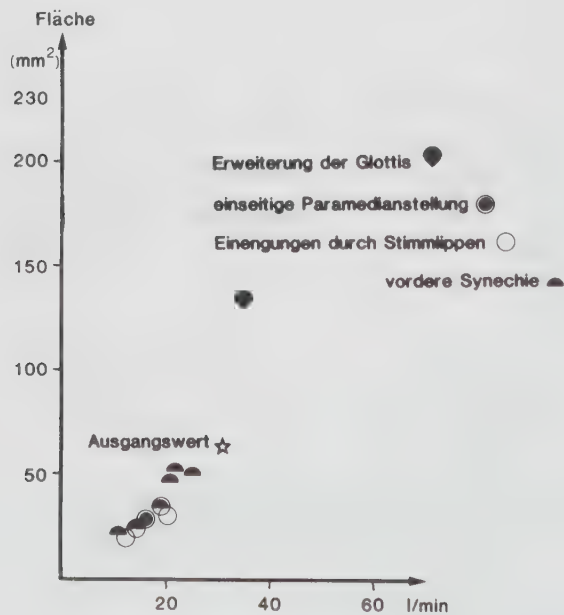


Abb. 80: Einengung der Glottisfläche. Vergleich Einengung durch Stimmlippen und vordere Synechie. Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Glottisfläche (Inspiration).

4.4.2 Einengungen der Trachea

Die Abbildungen 81 und 82 zeigen die Kurvenschar von Druckvolumenkurven sanduhrförmiger und Lochblenden-Stenosen der Tracheen.

Druckvolumenkurven bei sanduhrförmigen Trachealstenosen
(Flächenangaben in mm²)

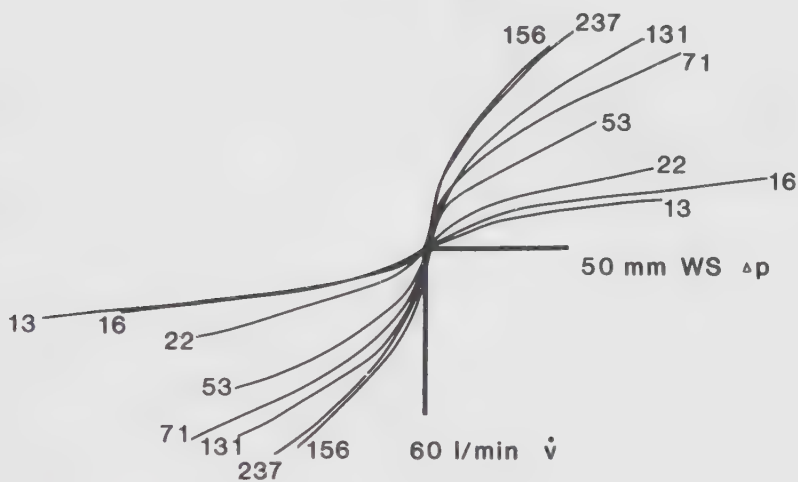


Abb. 81: Kurvenschar von Druckvolumenkurven, die an Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modellen aus Silikon-Kautschuk gemessen wurden, deren Tracheen sanduhrförmige Stenosen unterschiedlichen Ausmaßes aufweisen (an den Kurven-Enden die Flächen an der engsten Stelle der Stenose).

Druckvolumenkurven bei Lochblenden-Trachealstenosen
(Flächenangaben in mm²)

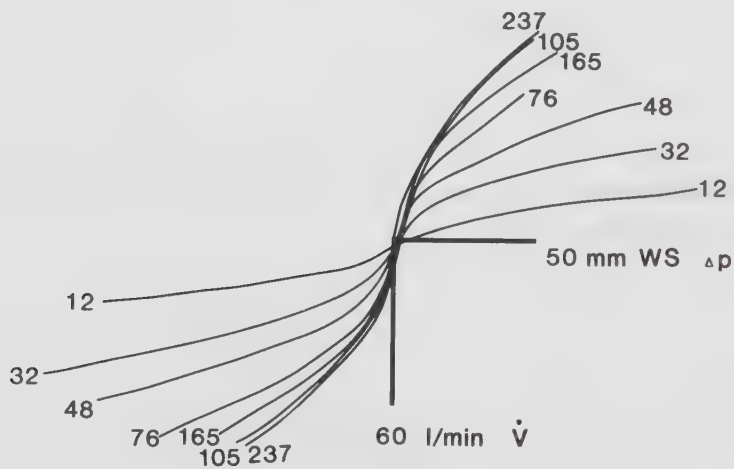


Abb. 82: Kurvenschar von Druckvolumenkurven, die an Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modellen aus Silikon-Kautschuk gemessen wurden, deren Tracheen Lochblenden-Stenosen unterschiedlichen Ausmaßes aufweisen (an den Kurven-Enden die Flächen an der engsten Stelle der Stenose).

Die Auswertung der Widerstandswerte bei 10 l/min und 20 l/min für sanduhrförmige und Lochblenden-Trachea-Stenosen in Abhängigkeit von der Restlumenfläche zeigt deutlich die Hyperbelform (Abbildungen 83 bis 86, 89 bis 92).

Die Abbildungen 87, 88, 93, 94 und 100 zeigen die Volumenflow-Werte bei konstant gehaltenem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

Der Vergleich der Kurven für sanduhrförmige und Lochblenden-Tracheastenosen zeigt eine deutliche Übereinstimmung beider Kurven (Abbildungen 95 bis 100).

Weder bei Volumenflow-Werten von 10 l/min noch bei 20 l/min wird ein Auseinanderweichen der Kurven beobachtet.

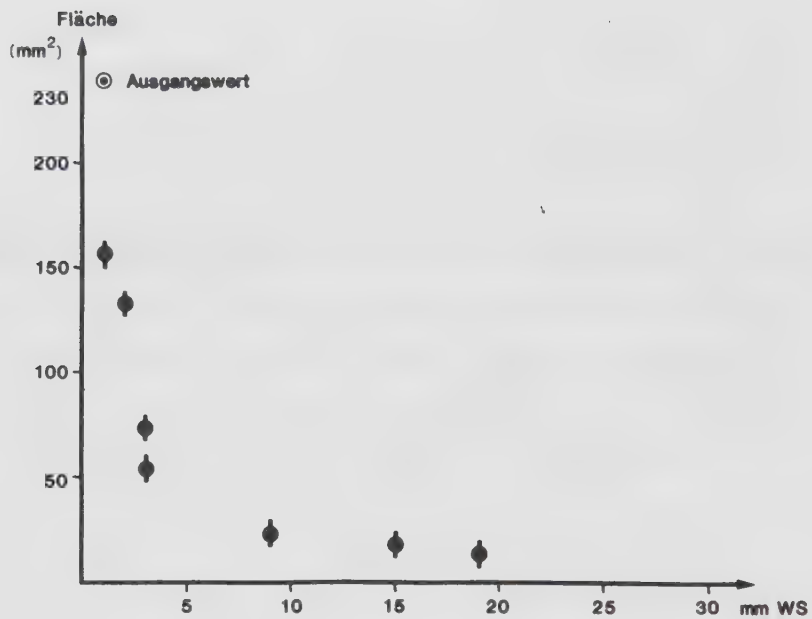


Abb. 83: Sanduhrförmige Tracheastenosen (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

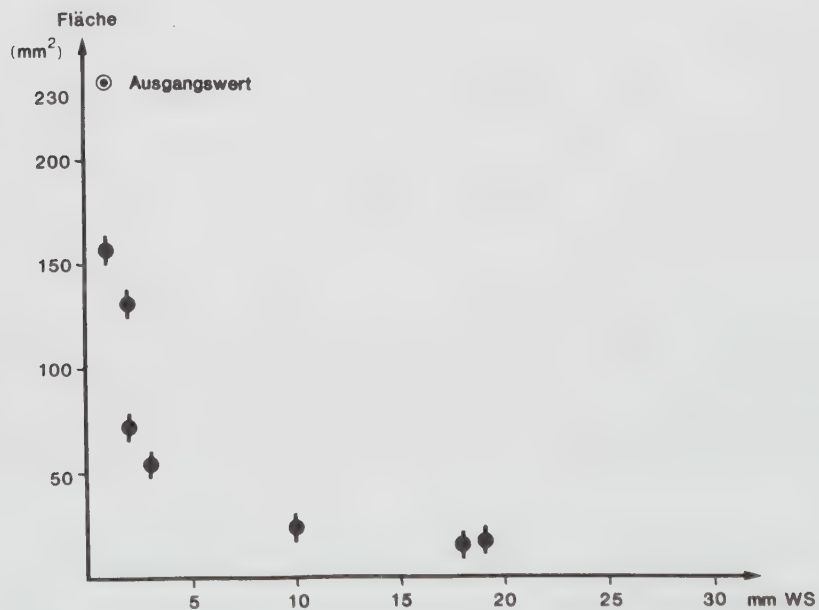


Abb. 84: Sanduhrförmige Tracheastenosen (Inspiration) Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

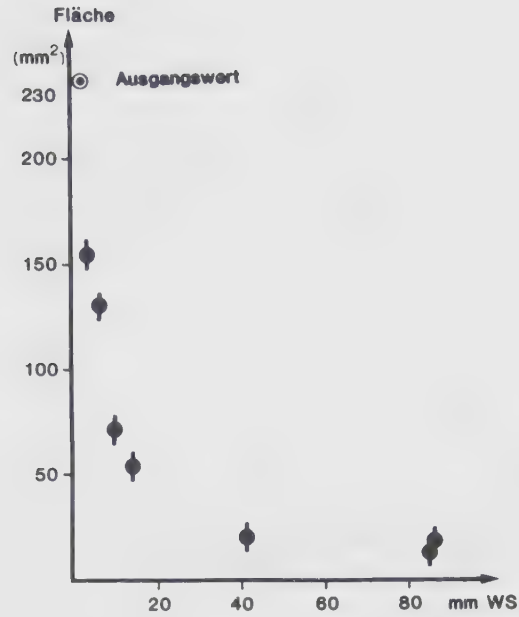


Abb. 85: Sanduhrförmige Tracheastenosen (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

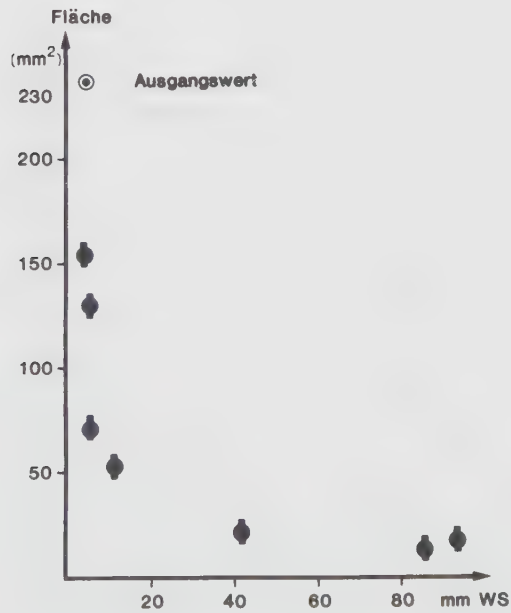


Abb. 86: Sanduhrförmige Tracheastenosen (Inspiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

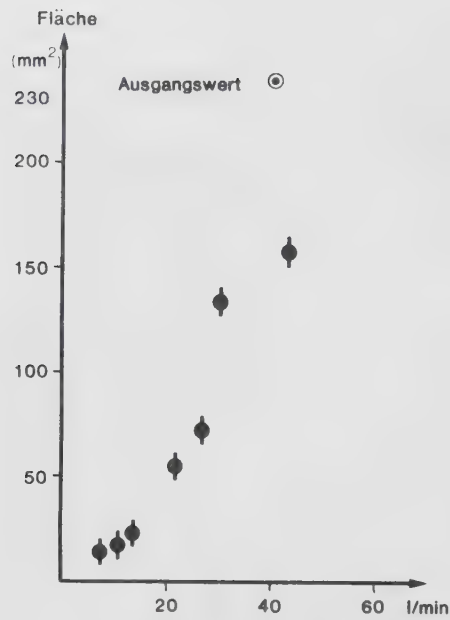


Abb. 87: Sanduhrförmige Tracheastenosen (Expiration).
Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS
in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

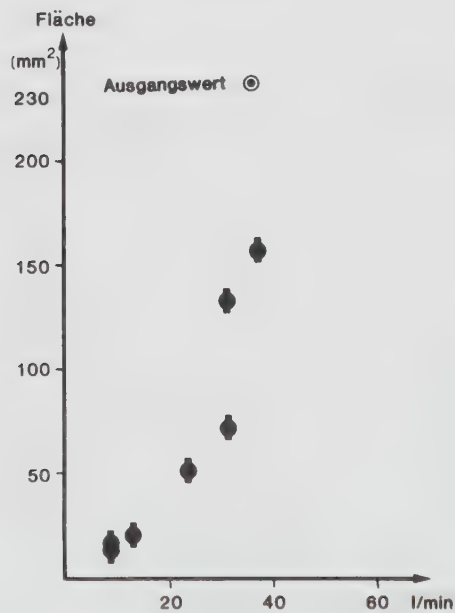


Abb. 88: Sanduhrförmige Tracheastenosen (Inspiration).
Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS
in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

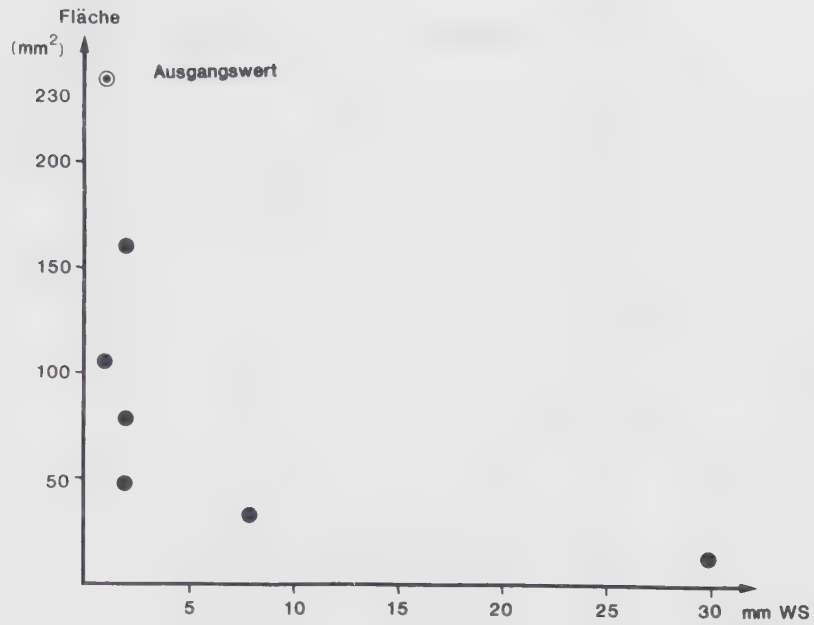


Abb. 89: Lochblenden-Tracheastenosen (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

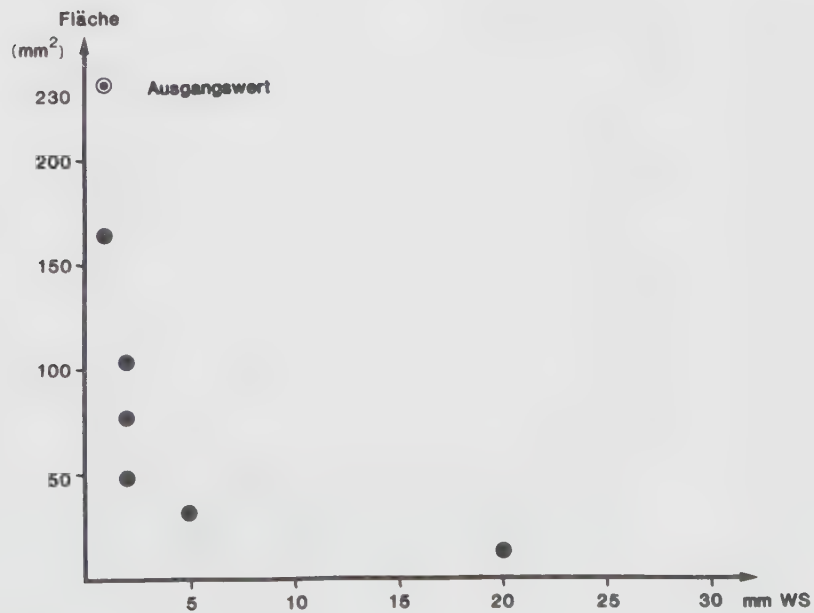


Abb. 90: Lochblenden-Tracheastenosen (Inspiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

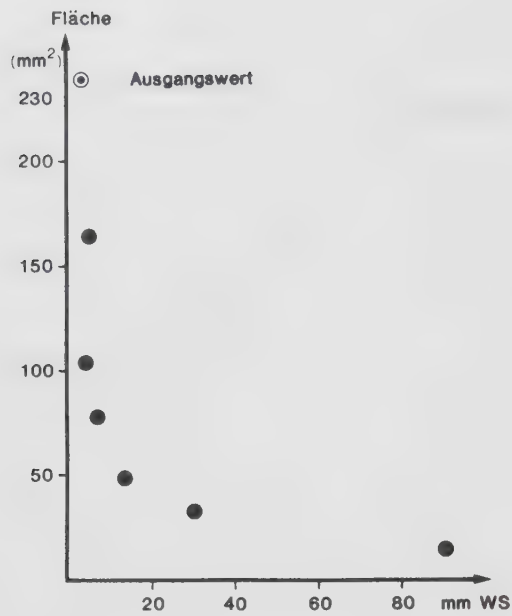


Abb. 91: Lochblenden-Tracheastenosen (Expiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

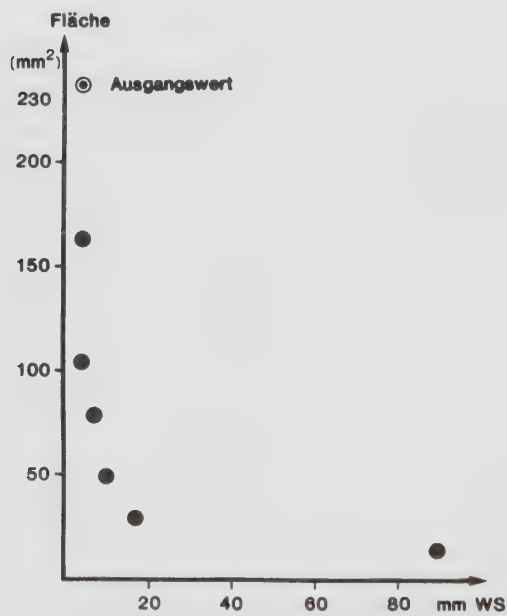


Abb. 92: Lochblenden-Tracheastenosen (Inspiration). Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

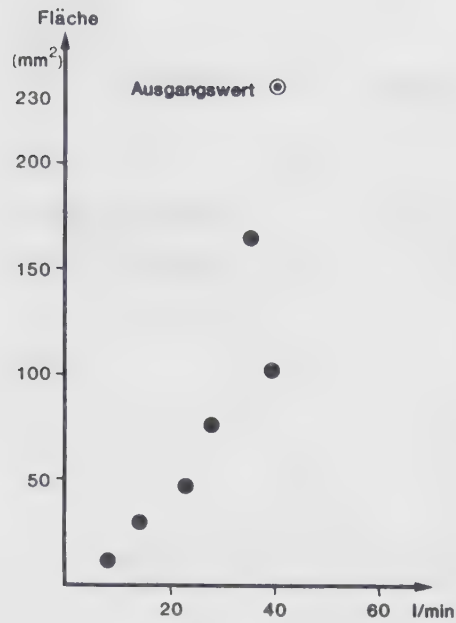


Abb. 93: Lochblenden-Tracheastenosen (Expiration). Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

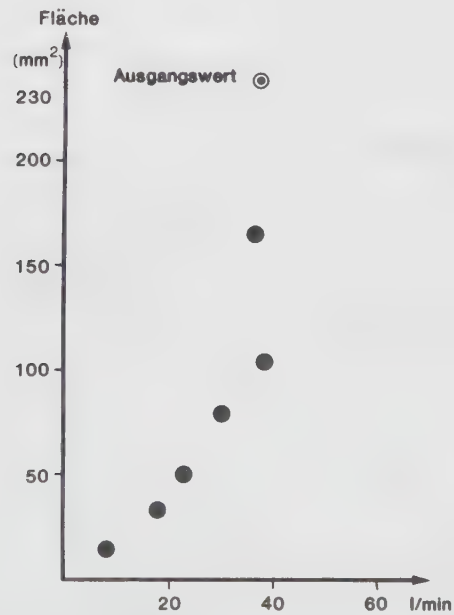


Abb. 94: Lochblenden-Tracheastenosen (Inspiration). Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Restlumenfläche.

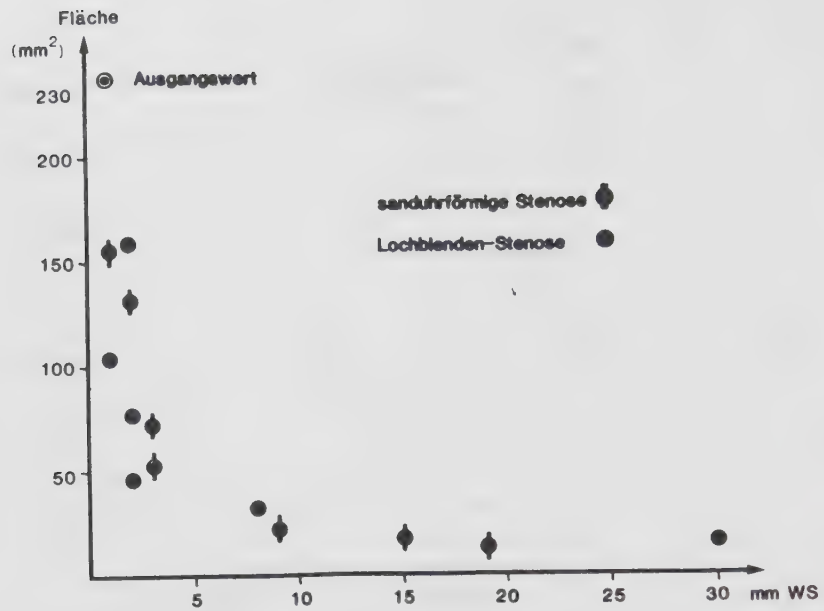


Abb. 95: Tracheastenosen. Vergleich sanduhrförmiger und Lochblenden-Stenosen. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche (Expiration).

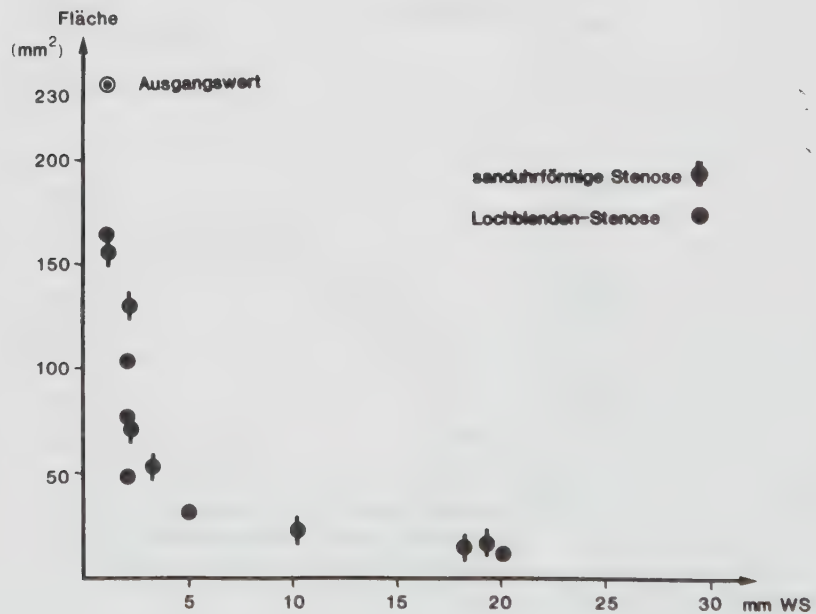


Abb. 96: Tracheastenosen. Vergleich sanduhrförmiger und Lochblenden-Stenosen. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 10$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche (Inspiration).

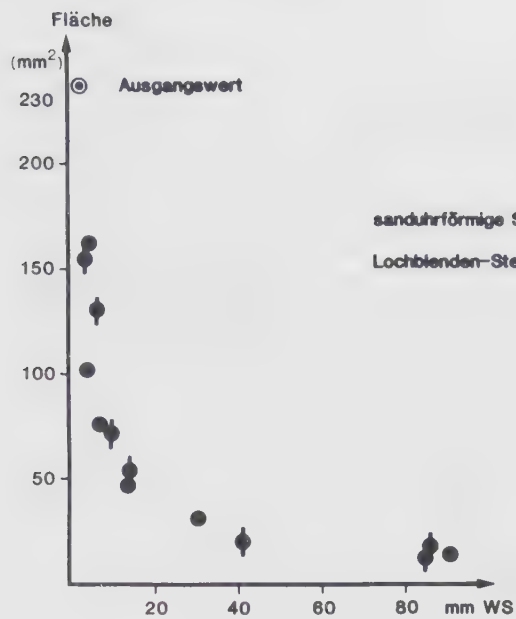


Abb. 97: Tracheastenosen. Vergleich sanduhrförmiger und Lochblenden-Stenosen. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche (Expiration).

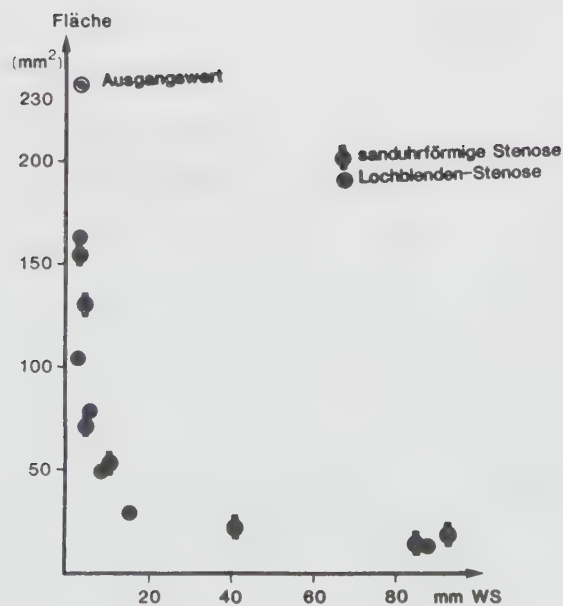


Abb. 98: Tracheastenosen. Vergleich sanduhrförmiger und Lochblenden-Stenosen. Widerstandswerte bei $\dot{V} = 20$ l/min in Abhängigkeit von der Restlumenfläche (Inspiration).

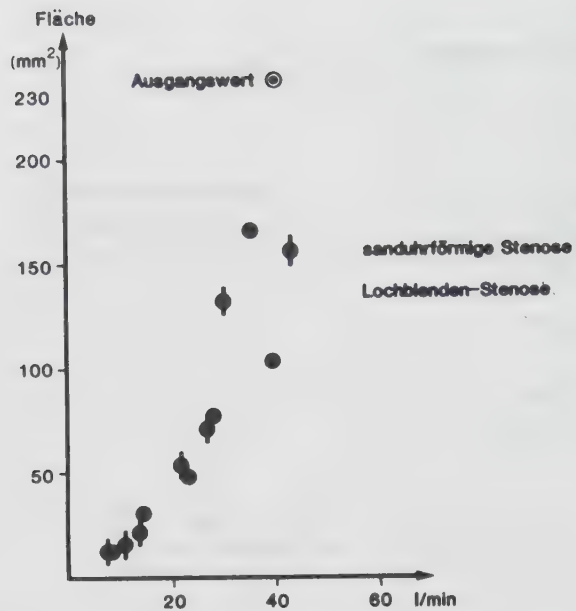


Abb. 99: Tracheastenosen. Vergleich sanduhrförmiger und Lochblenden-Stenosen. Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Restlumenfläche (Expiration).

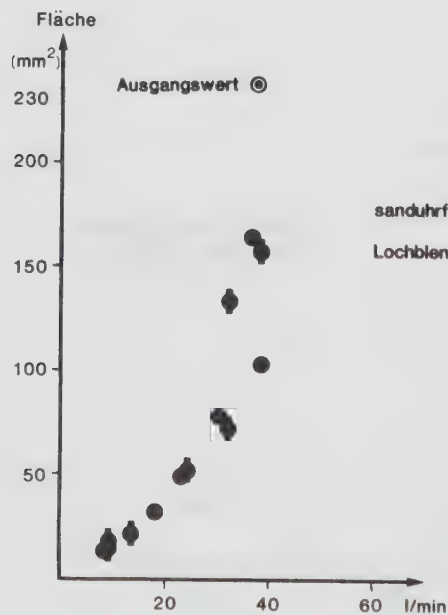


Abb. 100: Tracheastenosen. Vergleich sanduhrförmiger und Lochblenden-Stenosen. Volumenflow-Werte bei einem Widerstand von 15 mm WS in Abhängigkeit von der Restlumenfläche (Inspiration).

Unabhängig von der Art der Tracheastenose (sanduhrförmig oder Lochblende) findet sich eine Abhängigkeit der Widerstandserhöhung von der Restlumenfläche derart, daß aus einer Verringerung der Trachealumenfläche um ca. 80 % keine nennenswerte Widerstandserhöhung resultiert; erst eine weitere Reduktion des Trachealumens führt zu einem nun rasch anwachsenden Atemwiderstand.

Diese Ergebnisse wurden an Kehlkopfmodellen gewonnen, denen der Larynx eines Mannes zugrundelag.

In Abb. 101 ist als Zufallsbefund die Auswirkung von schleimigem Sekret auf das Widerstandsverhalten von Larynx und Trachea dargestellt.

Die Kurven zeigen die deutliche Widerstandserhöhung und Kurvenunregelmäßigkeiten durch Ventilmechanismen im Vergleich zur Kurve, die nach Entfernung des Schleimes gemessen wurde.

Widerstandsveränderungen
durch Schleim im Kehlkopf

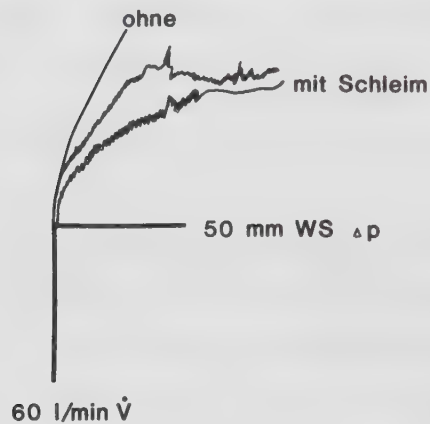


Abb. 101: Druckvolumenkurven eines unfixierten Leichen-
kehlkopfes, in dessen Lumen sich reichlich
Schleim fand. 2 Messungen mit Schleim: Deutliche
Widerstandserhöhung und Unregelmäßigkeit der
Kurven durch Ventilmechanismen; eine Messung
nach Schleimentfernung.

4.5 Beobachtung der Strömung

Die Beobachtung der Strömung gelingt ausgezeichnet. Voraussetzungen dafür sind die Transparenz der Modelle und das Aufleuchten der suspendierten Polystyrolkügelchen im Scheinwerferlicht. Das Festhalten der Strömungsbilder auf fotografischem Wege gelingt weniger gut. Das rührt zum Teil daher daß im Nahbereich der Fotografie kleine Blenden zur Abbildung des Motivs in seiner ganzen Tiefe, andererseits große Blenden für kürzere Verschußzeiten erforderlich sind. Das Ausweichen auf höherempfindliches Aufnahmematerial läßt eine deutliche Detailzeichnung vermissen. Die Beleuchtungsstärke stößt auf finanzielle Grenzen (hier standen 2000 Watt zur Verfügung), und die Anwendung von Blitzlicht mit einer Belichtungszeit von $1/1000$ bis $1/40000$ sec bildet nahezu jede Bewegung wie "eingefroren" ab. Mit der Kamera Olympus OM 4 auf dem Stativ, dem Makroobjektiv 50 mm $f = 3,5$ mit Zwischenring 25 mm und Agfapan 25 wurden nach längerem Probieren und durch gelegentliches Zumischen von feinen Luftblasen in das Rohrleitungssystem immerhin die Bilder 101 bis 105 möglich (Auswahl):



Abb. 101: Normaler Kehlkopf
von vorn,
Inspiration,
Blende 8, Zeit etwa $1/4$ sec

Abb. 102: Vordere
Synechie von der Seite,
Inspiration,
Blende 3,5
Zeit etwa 1/60 sec



Abb. 103: Sanduhrförmige
Tracheastenose von vorn,
Inspiration,
Turbulenz unterhalb der Stenose

Abb. 104: Lochblendenförmige
Tracheastenose von der Seite,
Inspiration,
Blende 3,5,
Zeit etwa 1/125,
Turbulenz unterhalb der
Stenose.



Abb. 105: Lochblendenförmige
Tracheastenose von der Seite,
Expiration,
Blende 8,
Zeit etwa 1/16,
Turbulenz oberhalb der
Stenose.

Bei einem maximal möglichen - imitierten - Volumenflow von 30 l/min erreichten wir nur bei sehr kleinen Restlumina Turbulenz, bei niedrigeren Volumengeschwindigkeiten und bei allen Modellen mit größeren Querschnitten blieb die Strömung laminar.

Das Bild dieser laminaren Strömungen bei mäßigen Geschwindigkeiten und nur durchschnittlichen Stenosierungen sowie beim normalen Larynx, aber auch einige Beispiele von Turbulenz, zeigen die Abbildungen 106 bis 118 (Skizzen).



Abb. 106: Normaler Kehlkopf von vorn, Inspiration.



Abb. 107: Normaler Kehlkopf von der Seite, Inspiration.

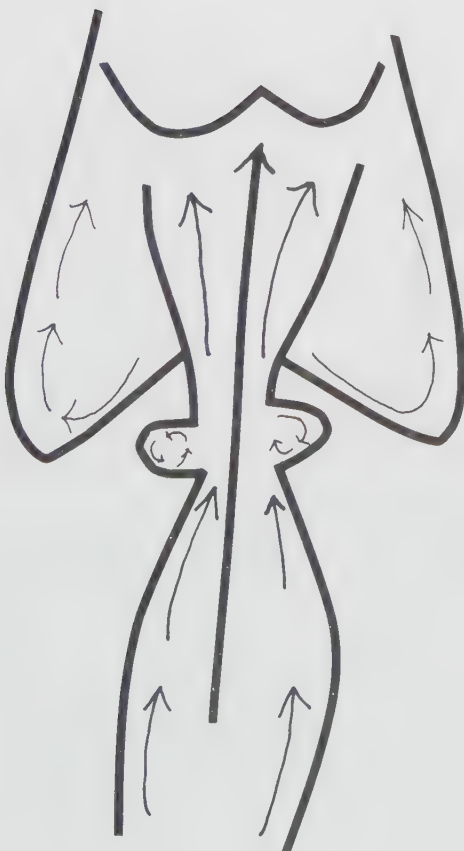


Abb. 108: Normaler Kehlkopf von vorn, Expiration.



Abb. 109: Normaler Kehlkopf von der Seite, Expiration.



Abb. 110: Vordere Synechie von vorn, Inspiration.



Abb. 111: Vordere Synechie von der Seite, Inspiration.



Abb. 112: Vordere Synechie von der Seite, Expiration.



Abb. 113: Sanduhrförmige
Tracheastenose von vorn,
Inspiration,
laminare Strömung.



Abb. 114: Sanduhrförmige
Tracheastenose von vorn,
Inspiration,
Turbulenz.



Abb. 115: Lochblenden-Trachea-Stenose von vorn, Inspiration, Turbulenz.

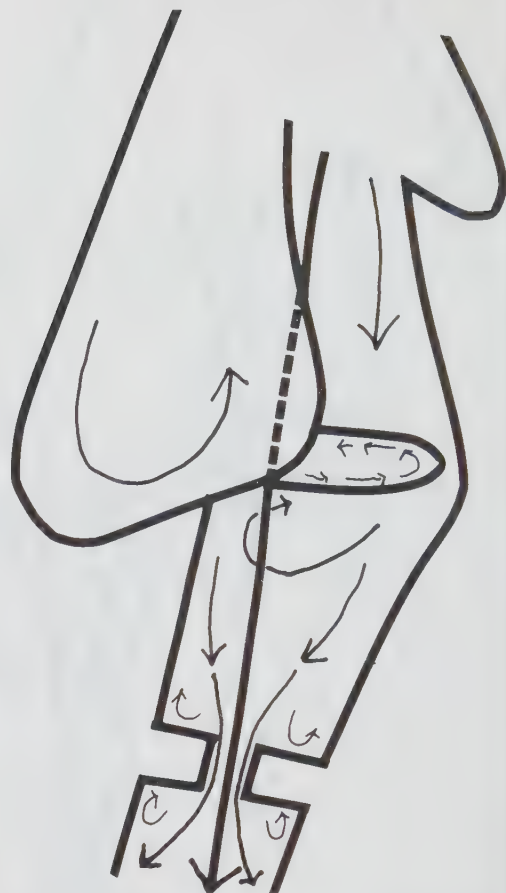


Abb. 116: Lochblendenstenose von der Seite, Inspiration, laminar.



Abb. 117: Lochblenden-Trachea-Stenose von der Seite, Expiration, laminar.

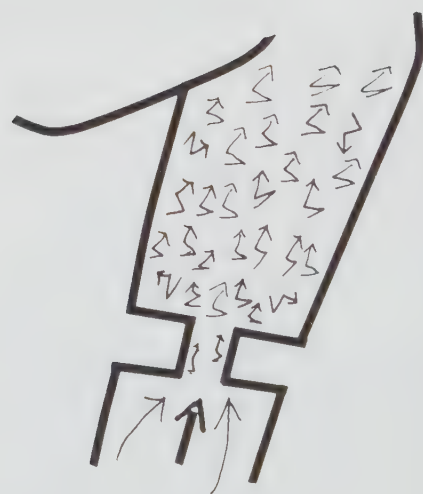


Abb. 118: Lochblenden-Trachea-Stenose von der Seite, Expiration, Turbulenz.

Bei allen Modellen geht der Hauptflüssigkeitsstrom durch die hintere Kommissur.

Beim normalen Kehlkopfmodell zeigt sich inspiratorisch bereits bei kleinen Volumenströmen eine deutliche Beteiligung der Valleculae glossoepiglotticae und des Hypopharynx am Atemstrom. Dabei wird im Sinus piriformis die Bildung eines Wirbels beobachtet, der bei Betrachtung von rechts entgegen dem Uhrzeigersinn dreht. Im Vergleich zum Hauptatemstrom ist dieser Bezirk jedoch eher als Totwassergebiet zu bezeichnen. Noch weniger am Hauptatemstrom beteiligt sind die Morgagni-Ventrikel, die lediglich eine sehr geringe, kreisförmige Strömung aufweisen.

Expiratorisch sind die Sinus piriformes erheblich weniger am Atemstrom beteiligt.

Subglottisch kommt es inspiratorisch zu Ablösungen mit (je nach Geschwindigkeit) einer unterschiedlichen Anzahl von Wirbeln im Totwassergebiet. Expiratorisch finden sich diese Ablösungen des Atemstromes von der Wand der Subglottis hingegen nicht.

Der Hauptatemstrom wird durch die Einengung durch die Taschenbänder (Düse) im Eingang zur Glottis beschleunigt und wird subglottisch (Diffusor) wieder langsamer, das gleiche gilt im umgekehrten Sinn für die Expiration.

Die Strömung bei der Einengung der Glottis durch die Stimmlippen bietet das gleiche Bild wie beim normalen Larynx, abgesehen von der stärkeren Beschleunigung des strömenden Mediums in der Glottisenge, den deutlicheren Ablösungen subglottisch und dem früheren Einsetzen von Turbulenz.

Die Strömung bei der Einengung der Glottis durch vordere Synechie zeigt die gleichen Verhältnisse wie beim normalen Larynx, abgesehen von der stärkeren Beschleunigung des strömenden Mediums in der hinteren Kommissur, den Wirbelbildungen in Ablösungen über und unter der Synechie und dem früheren Einsetzen von Turbulenz.

Die Strömung durch das Modell mit einer sanduhrförmigen Tracheastenose zeigt bei größeren Restquerschnitten die gleichen Verhältnisse wie im normalen Larynx; bei stärkerer Einengung kommt es bei laminarer Strömung zu einer Stromeinschnürung mit Beschleunigung und Ablösungen "hinter" der Stenose, je nach Strömungsrichtung, und bei stärkeren Einengungen oder höheren Volumengeschwindigkeiten zur Turbulenz hinter dem Hindernis.

Die Strömung durch das Modell mit einer Lochblendenstenose der Trachea zeigt bei größeren Restquerschnitten und langsameren Volumengeschwindigkeiten eine Stromeinschnürung mit Beschleunigung, bei laminarer Strömung (geringe Geschwindigkeiten, große Restquerschnitte) eine sanduhrförmige Einschnürung des Stromes mit Ablösungen über und unter der Lochblende; bei höheren Geschwindigkeiten und engen Restquerschnitten entsteht Turbulenz hinter dem Hindernis.

Die Strömungsbilder von Lochblendenstenosen und sanduhrförmigen Stenosen sind abgesehen von Wirbelbildungen in Totwassergebiete nahezu identisch.

Diskussion

Die Messung der Luftströmung durch den lebenden menschlichen Kehlkopf stößt wegen seiner verborgenen Lage und der damit verbundenen erschwerten Zugänglichkeit auf große Schwierigkeiten. Ein weiteres Problem ist in der Beeinflussung der zu messenden Parameter durch die Untersuchung selbst zu sehen. So hat man sich in der Klinik zunächst auf die Registrierung der indirekten Auswirkungen der Atembehinderung in Kehlkopf und oberer Trachea beschränkt, die besonders deutlich in ihren Extremen wahrnehmbar sind: Stenosegeräusche sind hörbar, bei höheren Lautstärken werden sie als inspiratorischer und/oder expiratorischer Stridor bezeichnet. Sichtbar sind Einziehungen (jugular, supraclaviculär, Sternum) und Veränderungen des Hautkolorits bis zur Cyanose. Diese äußerst wichtigen Symptome sind heute wie früher höchst aktuell und ohne jedes technische Gerät zu erheben.

Historisches:

Die jeweiligen technischen Gegebenheiten bestimmten die Methodik des Vorgehens der verschiedenen Untersucher im Lauf der Zeit. Der Ansporn zur Luftstrommessung durch den Kehlkopf kam dabei überwiegend aus dem Wunsch heraus, den Mechanismus der Stimmstehung zu erforschen.

So war FERREIN (1741) bei seinen Untersuchungen noch darauf angewiesen, Leichenkehlköpfe mit der eigenen Atemluft zu durchblasen und dabei mit Hilfe des geschulten Auges und Ohres die Wirkung künstlich erzeugter Stimmlippenspannungen zu registrieren. FERREIN (1741) war wohl auch der erste, der Untersuchungen an Leichenkehlköpfen vornahm. Ihn interessierte insbesondere die Entstehung der menschlichen Stimme. Exzidierte Leichenkehlköpfe wurden mittels der Expirations-

luft des Untersuchers durch die Trachea angeblasen, während im Bereich der Glottis verschiedene Veränderungen vorgenommen wurden: Die Stimmbänder werden einander genähert, die Stimmlippenspannung durch Zug verändert und Schwingungsknoten zur Tonhöhenänderung durch Fixation der Stimmbänder zur Entstehung von ganzzahligen Stimmbandanteilen geschaffen, so daß Quarten, Quinten und Oktaven erzeugt werden. FERREIN beschreibt den Zusammenhang zwischen Anblasdruck und Lautstärke des erzeugten Tones; Möglichkeiten zur Messung des subglottischen Druckes standen ihm allerdings noch nicht zur Verfügung. In dieser Arbeit vergißt FERREIN selbstverständlich nicht, vor der Schilderung seiner "modernen Untersuchungen" näher auf die Untersuchungen zur Physiologie der Stimmstehung der "Alten", wie z.B. Aristoteles, einzugehen (Vergleich mit Musikinstrumenten).

Auf diese Arbeit von FERREIN (1741) geht die Bezeichnung "Cordes vocales" (Stimmbänder) zurück.

Eine subtilere Untersuchungstechnik schildert P.J. MINK aus Utrecht in seinem bereits 1920 erschienenen Büchlein "Physiologie der oberen Luftwege", in dem er u.a. auch den Weg der Atemluft aus der Nase in den Larynx durch den Pharynx beschreibt. Er bedient sich dazu folgender Konstruktion:

"Ich nahm dazu ein Stück leicht biegbaren und 1 mm dicken Silberdraht, umklebte das eine Ende auf einer Strecke von etwa 3 cm mit rotem Reagenzpapier und gab daran eine starke Katheterbiegung. Das andere Drahtende wurde gerade entgegengesetzt an diese Biegung hakenförmig zurückgebogen, um als Handhabe und Stellungsanzeiger zu dienen. Das umklebte Ende wurde nun auf die für Ohrkatheter gebräuchliche Weise durch den unteren Nasengang bis zum Nasopharynx eingeführt und nachher so gedreht, daß die Spitze in der Rosemüller'schen Grube der anderen Seite zu liegen kam. Bei passender Biegung liegt das Instrumentchen in dieser Stellung fest genug, um sich selbst überlassen bleiben zu können, während der umwickelte Drahtteil den Nasopharynx in schiefer Richtung durchquert. Durch die Nasenhälfte, in welcher der Draht nicht lag, wurde nun Ammoniakgas eingeatmet und der Draht nachher zurückgedreht und herausgezogen. Ich atmete bei dem an mir selbst angestellten Versuch so tief wie möglich ein und zog das Instrumentchen schon vor dem Anfang der Expiration heraus. Das geschah, weil, wie wir später sehen können, der Expirationsstrom sich nicht in gleicher Weise

wie der Inspirationsstrom verhält, und weil, wie FRANKEN uns gelehrt hat, schon am Ende der Inspiration eine Vermischung des Strombettes stattfindet. Der Selbstversuch machte es möglich, die Sache in dieser Beziehung genau zu kontrollieren.

...

Das Ergebnis des angestellten Versuches ist dies, daß sich eine Blaufärbung 1 - 2 cm vom Drahtende vorfindet, während dieses Ende selbst unverfärbt bleibt. Das beweist also, daß der Inspirationsstrom im Mesopharynx nicht an der Hinterwand heruntersteigt, wie er es im Epipharynx tut, sondern ein paar Zentimeter davon entfernt bleibt. Stellt man sich nun vor, welche Form dieser Pharynxteil bei geschlossenem Munde besitzt und wie der Draht dann gelagert war, so ist es deutlich, daß der Strom an der Seitenwand entlang und in der Nähe des Zungengrundes seinen Weg nach unten verfolgt hat. Wenn man Ammoniak durch die Nasenhälfte der Seite einatmet, wo der Draht nicht liegt, tritt auch keine Verfärbung des Reagenz-papiers auf. Wahrscheinlich ist also auch im Mesopharynx, gleich wie in Nase und Epipharynx, der Exspirationsstrom in der Mitte gespalten. Man muß somit annehmen, daß die beiden lateralen Ströme sofort unterhalb der Rosenmüller'schen Gruben die hintere Pharynxwand verlassen, sich beiderseits der Uvula um den freien Rand des Velums nach vorn biegen, um an den Tonsillae palatinae entlang herabzusteigen und sich dabei mehr oder weniger dem Zungengrund zu nähern. Wahrscheinlich bleibt auch weiter nach unten die Spaltung des Inspirationsstromes noch bestehen, so daß man sich vorstellen muß, daß die beiden lateralen Strömungen beiderseits von der Pars suprahyoidea epiglottidis sich um die Plicae pharyngoepiglotticae und die Ligamenta aryepiglottica hinbiegen, um ins Vestibulum laryngis zu treten. Ich glaube mich berechtigt, anzunehmen, obwohl es bis jetzt nicht experimentell festgestellt ist, daß in dies Vestibulum die beiden Ströme, anfänglich geschieden an der Vorderseite, d.h. also an der Epiglottisfläche entlang, verlaufen. Ihre Verschmelzung zu einem Einzelstrom ist erst oberhalb der Stimmbänder zur Höhe des Tuberculum epiglottidis zu vermuten. Das ließe sich aber, wie ich meine, nur am Kadaver mit Sicherheit ermitteln."

Ein weiterer Meilenstein in der Reihe der Untersuchungen zum Thema Strömungswiderstand an den menschlichen Atemwegen stammt von Fritz ROHRER aus dem Jahre 1915. Er vergleicht den Atemwiderstand verschiedener Abschnitte des Respirations-systems mit Rohren gleicher Weite, aber entsprechend unterschiedlicher Länge. Seine Arbeit zielt im wesentlichen auf die Abschätzung der Luftströmung im Bronchialsystem und die sie bedingende Druckdifferenz zwischen Alveolen und Bifurkation. Er bestimmte (bezw. übernahm) Fläche und Umfang verschiedener Abschnitte der menschlichen Atemwege und errechnete daraus den hydraulischen Durchmesser. Daraus resultierend gibt er für das gesamte System der Atemwege folgende Widerstände an

	Prozent des Gesamtwiderstandes
Gesamte Luftwege	100 %
Obere Luftwege	54 %
Nase	47,3 %
Pharynx	4,76 %
Glottis	1,2 %
Trachea	0,74 %
Bronchiolobuläres System	46 %

Diese Berechnungen (nicht Messungen!) zeigen immerhin, daß Larynx und Trachea unter physiologischen Bedingungen (geöffnete Glottis) nur einen sehr geringen Anteil am Gesamtamtemwiderstand haben. Das ändert sich jedoch bei Larynx- oder Tracheastenosen erheblich.

Darüber hinaus werden auch Relativzahlen der Strömungsgeschwindigkeit in den einzelnen Abschnitten der oberen Luftwege zu derjenigen der Trachea angegeben:

Strömungsgeschwindigkeit in den oberen Luftwegen

Nasenöffnung	1,70
Nasengänge	1,36
Pharynx	1,13
Glottis	3,39
Trachea	1,00

"Für die oberen Luftwege ist vor allem charakteristisch der hohe Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit in der Glottisenge."

Bei diesen Werten fehlt die Angabe der Glottisfläche.

Weiterhin geht ROHRER auf eine erstaunliche Menge strömungsphysikalischer Einzelheiten ein und wird in vielen späteren Arbeiten mit Vorliebe zitiert. So erwähnt er sowohl die "Poiseuille'sche Kapillarströmungsformel" als auch den Umschlag von laminarer zu turbulenter Strömung in Abhängigkeit von der REYNOLDS-Zahl.

Er beschreibt auch Änderungen des Strömungsquerschnittes bei hohen Einschnürungen (Glottis zwischen Trachea und Pharynx), Richtungsänderungen (rechtwinklige Krümmer, z.B. Übergang von der Nase in Pharynx) und insbesondere Verzweigungen des Rohrsystems, "Bronchiolarverzweigungen". Auch auf die Rauigkeit geht er ein: "So ist z.B. in Röhren mit sehr unregelmäßiger Wandung schon bei einer Strömungsgeschwindigkeit, die ein Sechstel der kritischen beträgt, der sogen. unteren Grenzgeschwindigkeit, die Wirbelbildung so bedeutend, daß hier der Übergang in Turbulenz erfolgt".

Besonders seit den 50er Jahren wurde als direkte Methode zur Luftstrommessung durch Kehlkopf und obere Trachea die Widerstandsmessung versucht, wobei als relevante Größe die Differenz zwischen dem supraglottischen und dem Tracheadruck anzusehen ist. Während die Messung des supraglottischen Druckes (scheinbar) problemlos möglich ist, bereitet die Geschlossenheit des Atemrohres größte Schwierigkeiten, den subglottischen oder Tracheadruck direkt abzugreifen.

So wurden im wesentlichen folgende Zugänge gewählt:

1. Transglottisch wurden mehr oder weniger feine Meßsonden eingebracht (van den BERG 1956, 1957; KOIKE 1968, PERKINS 1969).
2. Mittels Punktionsnadeln, die durch die Halshaut eingestochen wurden, konnte der subglottische Druck gemessen werden (FERRIS 1960, 1964; KUNZE 1964; LADEFOGED 1960; van LEDEN 1967; LOEBEL 1969; MURRY 1969; OHNISHI 1969; RUBIN 1967; SCHIRATZKI 1964, 1965; SPRENGER 1960).

3. Unter der Annahme, daß der Speiseröhrendruck dem subglottischen Druck entspräche oder zumindest in direkter Beziehung zu ihm stünde, wurden Ösophagussonden eingesetzt (van den BERG 1956; DRAGER et al. 1960; LADEFOGET 1960; MUHAR 1966; RUBIN 1967; SIEGERT 1969; STRENGER 1959; aber SCHWABE et al. 1973).

Nach van LEDEN (1967) macht der unangenehme Zugang aller drei Methoden verständlich, daß Kehlkopf- oder Glottiswiderstandsmessungen "bis heute aus dem Experimentierstadium nicht herausgekommen sind".

Darüberhinaus bieten sich weitere Untersuchungsmethoden an, wie

4. die Röntgenuntersuchung der Trachea (BARSONY 1937; VOIGT 1964; WEISSLEDER 1962) und, unter Einschluß peripherer Atemwegsanteile,
5. die Spirometrie.
Spirographische Untersuchungsmethoden wurden angewandt von ALBEGGER et al. 1973; AUST et al. 1971; BÖHME et al. 1969; BUHLMANN 1949; CORMIER et al. 1978 und 1980; FERRIS et al. 1960 und 1964; HYATT et al. 1960 und 1960; KITZING 1977; VON LEDEN 1971; MILLER et al. 1967, 69 und 73. RAU et al. 1969; SCHIRATZKI 1965 und 1965; SCHÖNTHAL et al. 1969; THIELE et al. 1966.
6. Über plethysmographische Objektivierung der Operationsergebnisse nach Kehlkopfweiternden Eingriffen berichten LICHTENBERGER et al. (1984) (es wird auf das ausführliche Literaturverzeichnis hingewiesen, s.a. DU BOIS et al. 1956, SAUER et al. 1975 und SCHUMANN et al. 1975 und 1976 sowie STANGE et al. 1974).
7. Dagegen ist es wesentlich leichter möglich, das Druckgefälle von Kehlkopf und oberer Trachea zu messen bei Patienten, die tracheotomiert sind. Hier bietet sich eine gute Möglichkeit des direkten Zugangs zum subglottischen Raum (BERDEL et al. 1984, KOCH et al. 1984).

8. Eine weitere Methode besteht in der Impedanzmessung der Atemwege, wie sie von CAUBERGS et al. (1983) beschrieben wurde. Allerdings werden nur sehr indirekte Werte gewonnen, da der gesamte übrige Atemtrakt mitgemessen wird.

Diese Arbeiten an Patienten leiden unter der Tatsache, daß lediglich der Zustand zum Zeitpunkt der Untersuchung des einzelnen zur Verfügung stand, nicht aber fein abgestimmte Veränderungen möglich waren. Außerdem ist eine Flächenmessung der engsten Stelle auch auf endoskopischem Wege nicht einfach; da meist nicht das gesamte Lumen einsehbar ist und die Photodokumentation zur Planimetrie erfahrungsgemäß wegen der Bestimmung des Maßstabes auf größere Schwierigkeiten stößt (ENGLAND 1982 und 1982, HUIZINGA 1958). Auch die endoskopische Untersuchung während der Widerstandsmessungen mit Hilfe modernster Optiken (ENGLAND 1982) läßt lediglich die Abschätzung der Glottisweite (Abstand zwischen Processus vocales) zu; das Einsehen der vorderen Kommissur gelingt meist nicht (s. Abb. 1 in ENGLAND 1982).

ENGLAND (1982) und STANESCU et al. (1972) kamen aufgrund von Flächen- und Querdurchmesser-Messungen von Kehlkopffotografien zu dem Schluß, daß eine lineare Korrelation zwischen dem Abstand der Processus vocalis und der Glottisfläche bestehe, wobei die Glottisfläche als gleichschenkeliges Dreieck angesehen wurde. Daß diese Annahme aber nicht zutrifft, zeigt die fünfeckige Form der Glottis bei tiefer Inspiration.

Über Tierversuche berichteten CAFFREY (1980), HARVEY et al. (1972), OHNISHI et al. (1969), MATHEW et al. (1982) und UEDA et al. (1971).

Um systematische Untersuchungen mit abgestuften Stenosen unterschiedlicher Art und Lokalisation durchführen zu können, wurden Experimente an Leichenkehlköpfen und Kehlkopfmodellen vorgenommen.

Das Verständnis der Funktion des lebenden menschlichen Kehlkopfes basiert zum großen Teil auf den Experimenten, die an exzidierten tierischen oder menschlichen Kehlköpfen ausgeführt worden sind. Die Untersuchungen von FERREIN (1741) und Johannes MÜLLER (1849) können inzwischen als klassisch angesehen werden.

Erwähnenswert ist der Versuchsaufbau von van den BERGH von 1962, in dem der exzidierte Larynx (ohne supraglottische Strukturen, aber mit anhängender oberer Halstrachea) auf ein Meßrohr gesetzt wurde, das eine Bohrung zur Abnahme des subglottischen Druckes und eine Zuleitung für temperierte und mit Wasserdampf angereicherte Luft aufwies. Zusätzlich war eine komplette Stroboskopiereinheit, eine Kamera, ein Mikrofon, eine Beleuchtungseinheit sowie die Möglichkeit der "medialen Kompression", aber auch der "longitudinalen Tension" (also der Längsspannung), vorhanden. Dieser Aufbau entspricht dem Bestreben, die Vorgänge während der Phonation zu erforschen. Einengungen des Larynx, die über

die Medianwärtsbewegungen der Stimmlippen hinausgingen, oder Stenosierungen der Trachea wurden nicht vorgenommen. Es wurde naturgemäß auf eine Simulation der Inspiration verzichtet.

In dem Zusammenhang spielte auch der Bernoulli-Effekt der Glottis eine Rolle und wurde entsprechend intensiv untersucht (van den BERGH und ZANTEMA sowie van den BERGH, ZANTEMA und DOORNENBAL, 1957). Gerade in letzterer Arbeit bedient er sich des Modelles eines menschlichen Kehlkopfes, an dem der Glottisschluß durch Zusammendrücken des Kehlkopfes während der Abdruckentnahme (pressing the two halves air-tight against each other) vorgenommen wurde. Die Glottisdurchmesser betrugen 0,1 bis 3,2 mm. Es wurden lediglich expiratorische Volumenströme simuliert; außer Messungen des subglottischen und des supraglottischen Druckes wurden an vier Stellen innerhalb der Glottis Drucke gemessen, wobei die Wirkung des Bernoulli-Effektes mit der Ausbildung von negativen Drucken während der Expiration dargestellt wurde.

Weitere Untersuchungen mit Widerstandsmessungen des Kehlkopfes aus der Phoniatrie stammen von DEJONCKERER et al. (1980), der den subglottischen Druck bei 5 Patienten zu Beginn und am Ende der Phonation mit Hilfe eines durch das Ligamentum conicum gestochenen Druckabnehmers bestimmte. In einer zweiten Arbeit von DEJONCKERER et al. (1981) wird zu den "aerodynamischen Bedingungen beim Stimmeinsatz" Stellung genommen: Bei einer Versuchsperson wurde der expiratorische Volumenflow pneumotachographisch gemessen, die glottische Fläche und der Glottisumfang mittels eines Endoskopes und der subglottische Druck durch Trachealpunktion gemessen. Diese Versuche wurden sowohl bei normaler Luftatmung als auch bei Atmung mit Ersatz des Stickstoffanteiles der Luft durch Helium vorgenommen. - Sie finden,

daß der Luftstrom in Höhe der Glottisdüse turbulent wird, bevor die Stimmlippen in Schwingung versetzt werden. Sie erklären die Turbulenz aufgrund der (allerdings getrennt gemessenen) Verkleinerung der Glottisfläche mit der Verkleinerung des hydraulischen Durchmessers und damit Verkleinerung der REYNOLDS-Zahl.

Inspiratorische Messungen wurden nicht vorgenommen.

DRAPER et al. (1960) untersuchen ebenfalls den Trachea-
druck während des Sprechens; sie messen allerdings lediglich den Speiseröhrendruck und schließen daraus auf den subglottischen Druck zurück. Der Volumenflow wird körperplethysmographisch gemessen. Sie bestimmen den für die Sprache notwendigen "Tracheal"-Druck auf 2 cm Wassersäule für leise Sprache bis 30 cm Wassersäule für militärisches Schreien. Inspiratorische Drucke wurden nicht gemessen.

ISSHIKI et al. (1964, 1968 , 1977 und 1978) bedienen sich überwiegend spirometrischer Messmethoden. Die Arbeit von ISSHIKI et al. von 1978: "Turbulent noise in dysphonia" beschäftigt sich zwar mit der Entstehung von Nebengeräuschen bei der Dysphonie, liefert jedoch interessante Ergebnisse zur Aerodynamik im Bereich der Glottis: Die Autoren fertigten ein Kehlkopfmodell aus hartem Silikonmaterial an, dessen Glottisweite durch ein Paar Schrauben variiert werden konnte. Es wurden lediglich Expirationsströme in den Kehlkopf eingeleitet, deren Volumenflow und subglottischer Druck bei verschiedenen Glottisweiten gemessen wurde. Die Fläche der Glottis wurde mittels einer Kamera bestimmt, ein Mikrofon zeichnete die im Modell entstehenden Geräusche auf, die nach Lautstärke und Frequenzspektrum untersucht wurden. Die kritische REYNOLDS-Zahl wurde mit 1500 bis 2300, je nach Glottisfläche, angegeben. Darüber hinaus wird der Effekt von zwei Tumoren, einer mit

glatter und einer mit rauher Oberfläche, die am Taschenband befestigt wurden und in die Glottis hineinhängen, überprüft. Die kritische REYNOLDS - Zahl für das Kehlkopfmodell wurde mit ca. 2000 angegeben. Der in die Glottis hineinhängende Tumor verstärkt das Atemgeräusch, wobei der Tumor mit rauher Oberfläche einen größeren Effekt als der mit glatter Oberfläche ausübt. Dieser Unterschied ist jedoch nicht so groß, sondern liegt bei einigen Dezibel.

KITZING et al. (1977) bestimmten spirometrisch vor und nach Teflon-Injektion in gelähmte Stimmbänder den Volumenflow und zusätzlich durch entsprechende Sonden den supra- und subglottischen Druck während Phonation und Husten. Neben der Wirkung der Teflon-Injektion zeigen die Ergebnisse an drei derart behandelten Patienten postoperative Widerstände (ΔP , subglottisch gegen supraglottisch) während des Hustens von 31,8 cm Wassersäule, 31,3 cm Wassersäule bzw. 15,8 cm Wassersäule.

LARGE et al. bestimmten 1970, daß beim Singen von sogen. "isoparametrischen Tönen" im Mittelregister mehr Luft verbraucht wurde als im Brustregister. Sie bestimmen die Volumenflowrate mittels eines Pneumotachographen und nennen die Arbeit eine "aerodynamische Studie". In einer zweiten Arbeit von LARGE et al. (1971) wird der Volumenflow aufgrund der gleichen Methode während des Singens von Vibratotönen bestimmt. Es zeigte sich, daß die Luftstromschwankungen beim Vibrato mit der Amplitude des Vibratos synchron verliefen. Diese Fluktuationen waren im Kopf- und Mittelregister deutlicher als im Brustregister, sie werden als Folge des wechselnden Glottiswiderstandes ausgelegt.

Auch von LEDEN bezeichnet die pneumotachographische Messung der Fließgeschwindigkeit und des Luftvolumens in der Arbeit "Neuere Funktionsteste des Larynx" bereits als "aerodynamische Untersuchungen".

Eine weitere Arbeit aus der Phoniatrie verwendet ebenfalls den Begriff "aerodynamische Messung" für eine Untersuchung, in der pneumotachographische Messungen der Volumenströmung innerhalb der ersten halben Sekunde des Stimmeinsatzes bei Kindern mit und ohne Stimmbandknötchen vorgenommen wurden. Innerhalb der ersten 200 ms wurde ein signifikant höheres Expirationsvolumen einem harten Stimmeinsatz entsprechend in der Gruppe mit Stimmbandknötchen gegenüber der Gruppe ohne Stimmbandknötchen gefunden (LEEPER 1976).

MÜSEBECK et al. (1983) messen mittels Hitzdraht-Anemometer-sonde den supraglottischen phonatorischen Luftstrom. In dieser Arbeit werden auch den supraglottischen Strukturen und dem Hypopharynx - insbesondere beim "gedeckten Singen" - Resonatorfunktionen zugeschrieben.

NIEHARLANI publizierte 1974 die Arbeit "An aerodynamic study of stops in sindhi". Es handelt sich in dieser Arbeit um eine pneumotachographische Studie, die die verschiedenen, komplexen Mechanismen im Zeitablauf der Artikulationsvorgänge bei unterschiedlichen Plosiven in der Sprache Sindhi zum Gegenstand hat.

RUBIN et al. (1967) geben den subglottischen Druck direkt intratracheal gemessen (Nadelmethode) bei drei Sängern (Bariton, Baß und Sopran) während einer Änderung der Frequenz (auf Tonhöhe) unter Tonintensität (Lautstärke) an. Dabei stellen sie fest, daß der Widerstand der Glottis in der Aufrechterhaltung des Tones mit zunehmender Lautstärke von größerer Bedeutung ist als der Luftstrom.

SCHERER et al. gaben in einer Publikation von 1983 Druck-volumenbeziehungen an zwei Modellen des Larynx mit rechtwinkliger (offener) Glottis an, die allerdings nicht von

Original-Kehlköpfen stammten und nicht mit zusätzlichen Engen versehen waren. Es wurden nur inspiratorische Messungen durchgeführt. In dieser Arbeit wurden zwei Polyesterharzmodelle, die allerdings nicht von Original-Kehlköpfen stammen, verwandt. In dieser Arbeit werden lediglich expiratorische Volumenströme benutzt; zusätzliche Einengungen an Larynx oder Trachea wurden nicht vorgenommen.

SCHWABE et al. (1973) wenden gegen den in der Arbeit von RUBIN et al. (1967) angegebenen Zusammenhang zwischen Ösophagusdruck und subglottischem Druck ein, daß die Resultate von RUBIN et al. meßtechnisch nicht ausreichend abgesichert seien.

SMITH (1959) zeigt in einem Film die Bedingungen des Luftstroms in zwei verschiedenen Modellen, die aus zwei "Kautschuk-Stimmbändern" bestehen. Es handelt sich um expiratorische Ströme und um den Versuch der Erhellung der Entstehung der Stimme.

Faßt man die bisher genannten Arbeiten zusammen, so handelt es sich hierbei um Versuche, die Entstehung der Stimme aus phoniatischer Sicht zu erforschen. Dazu werden mehr oder weniger aufwendige Untersuchungen an Modellen und Versuchspersonen vorgenommen, die naturgemäß lediglich die Expiration - wie sie bei der Stimmbildung vorkommt - zum Gegenstand haben und Ausdruck der Bemühungen sind, die Funktion der Glottis zu simulieren bzw. näher zu beschreiben.

OLSON et al. (1973) beschreibt zwar die Herstellung von einem Modell des kompletten Atemweges, gibt in der Methodik jedoch nicht genauer die Herstellungstechnik an und zeigt auch keine Abbildung des Modelles. In dieser Arbeit sind fünf Stufen der Glottiseinengung durch die Stimmlippen simuliert. Es werden nur inspiratorische Messungen der Volumengeschwindigkeit vorgenommen; die Arbeit zielt auf die Strömungsverhältnisse in den Bronchien ab sowie auf die Verteilung suspendierter Teilchen in den Atemwegen.

FENDEL (1967) und FENDEL et al. (1967) untersuchten die Wirkung von Glottis- und Tracheastenosen am menschlichen Leichenkehlkopf. Die Einengung der Trachea wurde von außen vorgenommen, die Einengung in Höhe der Glottis erzeugten sie ebenfalls von außen durch Zusammendrücken des Leichenkehlkopfes (evtl. auch durch anschließendes Auseinanderdrängen der Stimmlippen).

FENDEL bezeichnet den Widerstandswert bei einer Einengung von 75 % als den "kritischen Widerstand". Seiner Meinung nach ist neben der lichten Weite die Form der Stenose "bedeutungsvoll". Andere Formen der Stenosen konnten mit dieser Technik jedoch nicht simuliert werden.

Wie wir gesehen haben, ließen sich mit den bisher publizierten Verfahren der Modellherstellung weder kompliziertere Larynx- oder Tracheastenosen herstellen noch die Strömungsverhältnisse unter solchen pathologischen Zuständen sichtbar machen.

Unsere Methode hingegen bietet diese Möglichkeit und ist dazu preiswert, wenn auch andererseits arbeitsaufwendig.

Die beschriebene Methode bietet Vor- und Nachteile. Nachteilig wirken sich vor allem die Abweichungen des Modells vom Original aus. Ein Vergleich der Widerstandskurven des unfixierten Larynx mit den am Kautschuk- und Polyester-Modell gewonnenen zeigt zwar eine große Übereinstimmung (s. Abb. 41), die allerdings nicht überbewertet werden sollte: Möglicherweise heben sich gegenläufige, methodische Fehler auf und täuschen so die gute Übereinstimmung zwischen Leichenpräparat und Modell nur vor.

Insbesondere spielt bei strömungsmechanischen Untersuchungen an Rohren im weitesten Sinne (und darum handelt es sich bei unseren Modellen) die Beschaffenheit der inneren Oberfläche eine Rolle. Erfahrungsgemäß besteht hinsichtlich der Größe des Druckverlustes infolge Reibung in Rohren ein Unterschied, je nachdem, ob es sich um glatte oder rauhe Rohrrinnenwände handelt (s. S. 15). Grobe und kleine Rauigkeiten werden im Modell sicher und exakt wiedergegeben (s.a. Abb. 20 ; "Blick von kranial in ein Silikon-Kautschuk-Modell"). Kleinste Rauigkeiten spielen aufgrund des Verhältnisses der Rauigkeit zur Dicke der viskosen Unterschicht wohl keine entscheidende Rolle, da direkt in Wandnähe eine eher laminare Strömung herrscht.

Darüber hinaus herrschen beim lebenden Menschen in Kehlkopf und Trachea andere Verhältnisse insofern, als der Epitheloberfläche der Schleimhaut eine dünne Schleimschicht aufliegt, die kleinste Unebenheiten unerheblich macht.

Die Elastizität des Silikon-Kautschuk-Modelles ist zwar höher als die des Polyesterblocks, erreicht aber nicht die Verhältnisse unter physiologischen Bedingungen. So werden Ausweich- oder Ansaugbewegungen in den Modellen nicht wiedergegeben; auch Vibrationsvorgänge an den Stimmbändern lassen sich gar nicht oder nur unvollkommen simulieren.

(Das Kautschuk-Modell zeigte allerdings bei besonders engen Glottisflächen und hohen Volumenströmungen gewisse - sogar hörbare - Vibrationen.)

Neben der Gewebespannung spielt beim Menschen auch die muskuläre Beeinflussung des oberen Atemsystems von Hypopharynx, Larynx und Trachea eine Rolle. Besonders deutlich wurde die fehlende muskuläre Aktivität bei der Sogdurchströmung (Inspiration) des unfixierten Leichenkehlkopfes wirksam, wenn es zu Einengungen während der Messung und schließlich zum Glottisverschluß (mit Phonation) kam.

Nach FENDEL (1967) lassen sich Veränderungen der lichten Weite in der Zeiteinheit bei Funktionsabläufen auflösen in starre Stenosen unterschiedlicher Form. Sinn dieser Methode ist ja gerade die wiederholgenaue Darstellung eines Zustandes zu einem bestimmten Zeitpunkt, der Zeit läßt für exakte Messungen und zur Beobachtung der Strömungsverhältnisse.

Darüber hinaus bietet diese Methode die Möglichkeit, jede Stenoseform in all ihren Abstufungen getrennt darzustellen. Auch kompliziertere Formen, die sich in anderen Modellversuchen (DEKKER 1969, FENDEL 1967, FENDEL et al. 1967, OLSON 1971, OLSON et al. 1973) nicht simulieren ließen - wie die Lochblendenstenose oder vordere Synechie - sind problemlos herstellbar und stehen so der Messung und Beobachtung im Experiment zur Verfügung.

FUCHSIG et al. (1962) erschien die Herstellung eines Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modelles als zu schwierig: "Die komplizierten anatomischen Verhältnisse am Introitus laryngis bzw. im Hypopharynx ließen sich mit einem technischen Modell nicht reproduzieren." Sie stellten daher einen "Spiegelguß" der Trachea her und fertigten daraus ein Gummi- und ein Plastikmodell. Es wurden Einengungen in drei Abstufungen untersucht und festgestellt, daß sich Einengungen auf 30 %

des ursprünglichen, queren Durchmessers "überraschenderweise kaum bemerkbar" machten, während Einengungen auf 14 % und schließlich 11 % den Strömungswiderstand steiler ansteigen ließen.

Ausgußmodelle von menschlichen Leichenkehlköpfen wurden auch von GERLACH (1900) hergestellt. Ihm standen damals noch nicht die technischen Mittel (Kunststoffe) von heute zur Verfügung, so daß er zum Ausgießen Wood'sches Metall als Legierung in der Zusammensetzung

Wismut	50,0	%
Blei	25,0	%
Zinn	12,5	%
Kadmium	12,5	%

benutzte. Wood'sches Metall "schmilzt bei Erhitzung im Wasserbad bei 70° Celsius". GERLACH stellte 14 solcher Ausgüsse (ohne Hypopharynx und Trachea) her, die durch Nachahmen der Kontraktion der Kehlkopfmuskeln in unterschiedlicher Weise variiert wurden (s. Abb.119 und 120). Die erneute Umwandlung in Positivmodelle fand nicht statt; Widerstandsmessungen konnten daher von ihm nicht durchgeführt werden.

Welch ein Arbeitsaufwand hinter diesen Modellen steckt, ist nur zu ahnen. Stünden diese Modelle heute zur Verfügung, könnten Gießharzmodelle die Strömung sichtbar machen und uns einen Schritt beim Verständnis der Funktion der Kehlkopfmuskulatur weiterbringen!

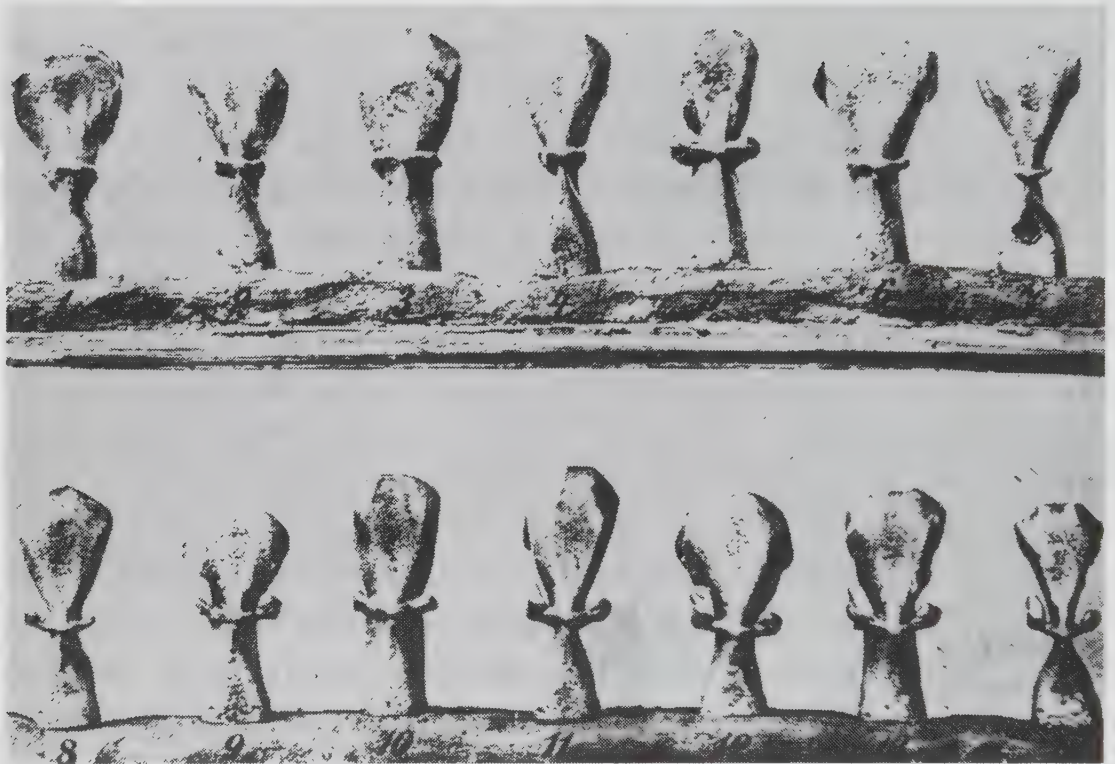


Abb. 119:

Ausgußformen von Kehlkopfhohlräumen bei Imitation unterschiedlicher Muskelkontraktionen.

Ausgußformen aus Wood'schem Metall von vorn gesehen.

Aus: GERLACH A.: Zur Anatomie des Cavum laryngis des Menschen (1900).

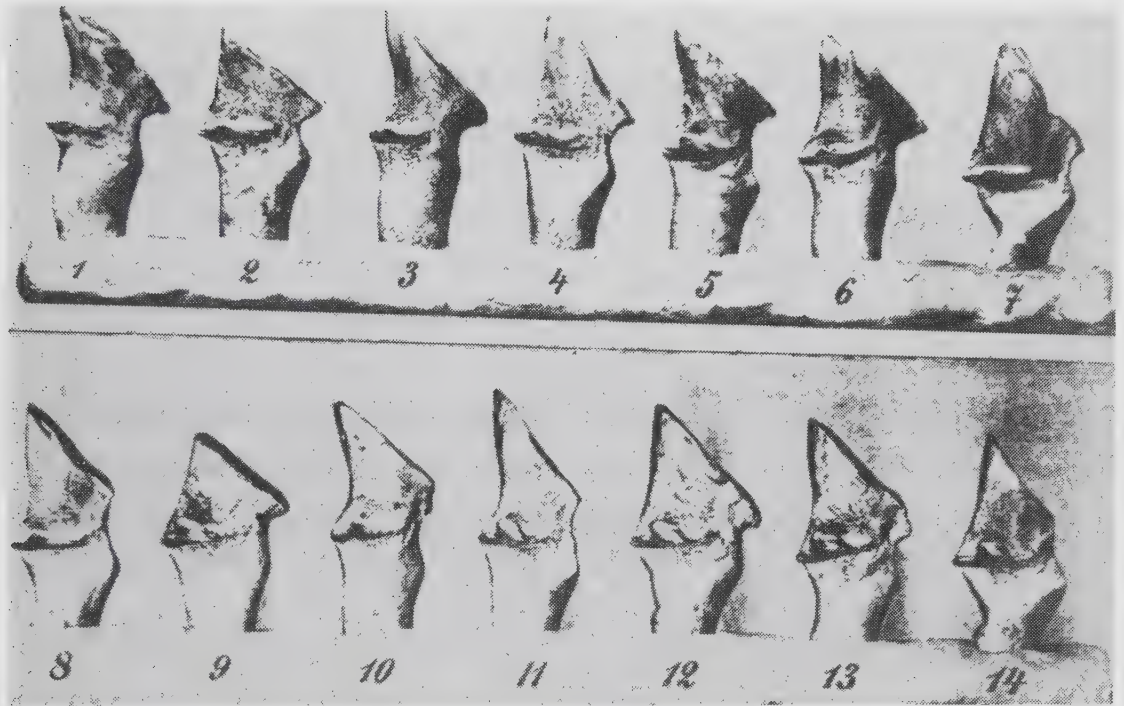


Abb. 120:

Ausgußformen von Kehlkopfhohlräumen bei Imitation unterschiedlicher Muskelkontraktionen.

Ausgußformen aus Wood'schem Metall von der Seite gesehen.

Aus: GERLACH A.: Zur Anatomie des Cavum laryngis des Menschen (1900).

Die Ergebnisse wurden sowohl in Form von Kurvenscharen der Druckvolumenbeziehungen bei den verschiedenen Formen von Larynx- und Tracheastenosen und verschiedenen Restlumenflächen als auch als Volumenströme bei verschiedenen Widerständen und als Widerstände bei verschiedenen Volumenströmen angegeben.

Ein Parameter allein beschreibt die Strömungsverhältnisse nicht vollständig, und so ist auch die große Zahl von Veröffentlichungen, die zum Thema Atemwiderstand - meistens der Nase (s. u.a. FISCHER 1969; MASING 1965, 1967 und 1967; BACHMANN 1982; BACHMANN et al. 1984; SCHUMANN 1975; ENZMANN 1970 etc.) - erschienen sind, nur in dem Maße eindeutig, vergleich- und nachprüfbar, als sie sich auf physikalisch fundierte objektive Untersuchungsmethoden und deren Ergebnisse stützen. So sollten die Meßbedingungen soweit irgend möglich "physiologisch" sein und mindestens zwei unabhängige Parameter der Atemströmung simultan gemessen werden.

Dafür sind verschiedene zweckmäßige Lösungen möglich:

- a) Angabe der einzelnen Meßkurven
- b) Angabe des Differenzdruckes Δp bei einer bestimmten vorgegebenen Volumenströmung
- c) Angabe einer Volumenströmung $\dot{V}$ bei einem bestimmten festgelegten Differenzdruck

Möglich sind auch die Angabe der Respirationsleistung N_R oder der Respirationsarbeit A_R , also der Energieverluste in der Larynx-Trachea-Region, oder die Angabe eines Strömungswiderstandes

$$W = \frac{\Delta p}{\dot{V}^n}$$

bei einer bestimmten Volumenströmung, wobei der Exponent

in der Rhinomanometrie üblicherweise $n = 1$ und $n = 2$ beträgt.

Die ausschließliche Angabe des "linearen Widerstandes"

$$w_{\text{Lin}} = \frac{\Delta p}{\dot{V}}$$

ist ungenügend. Diese Form findet sich meist bei früheren Autoren, die - mangels einer damals noch nicht möglichen genaueren (elektronischen) Meßtechnik - einen vorwiegend linearen Zusammenhang zwischen Differenzdruck Δp und Volumenströmung $\dot{V}$ vermuteten.

In der Tat folgen die Meßkurven bei kleineren Volumenströmungen nahezu einer Geraden und drücken so den Zusammenhang aus, den das HAGEN-POISEUILLE'sche Gesetz angibt

$$\dot{V} = \frac{\pi \Delta p r^4}{8 \eta l},$$

das nur für laminare Strömung gilt und die lineare Abhängigkeit wiedergibt:

$$\dot{V} = \text{const } \Delta p.$$

Nach Überschreiten der kritischen REYNOLDS-Zahl (Re_{Krit}) - hier bei größerer Volumengeschwindigkeit $\dot{V}$ - schlägt die laminare in turbulente Strömung um, der Widerstand steigt an. Die Meßkurve verläuft flacher und schließlich nahezu parallel zur Abszisse: Der Differenzdruck wird sehr groß bei nahezu unveränderter Volumenströmung (extremer Fall s. Beispiel 3, Abb. 45 !).

Da sich solche Zusammenhänge nicht durch eine einzelne Größe (z.B. $\dot{V}$ bei 10 mm WS oder Δp bei 10 l/min oder die Widerstandszahl λ) ausdrücken lassen, wurde in dieser experi-

mentellen Arbeit diese aufwendigere Form der Darstellung gewählt.

Unsere bisher durchgeführten Messungen bei Larynx- und Tracheastenosen zeigen, daß

- a) Glottisstenosen, unabhängig von der Form
(Einengungen durch die Stimmlippen oder durch
vordere Synechie)
und
- b) Tracheastenosen, ebenfalls unabhängig von der Form
(sanduhrförmig oder Lochblendenstenose)

zu Widerstandserhöhungen führen, die allein vom Ausmaß der verbleibenden Fläche abhängen (die Viskosität der strömenden Luft und die Atemvolumengeschwindigkeit seien als konstant vorausgesetzt).

Die Tatsache, daß eine so große Übereinstimmung der Widerstandskurven für Glottiseinengungen durch die Stimmlippen wie durch vordere Synechie gefunden wurde, läßt sich dadurch erklären, daß die Form einer Stenose weniger relevant für den Widerstand ist als der hydraulische Querschnitt und daher (wie im Abschnitt "Strömungsphysikalische Vorbemerkungen" angeführt) auch dreieckige Formen bei gleicher Fläche kreisförmigen Querschnitten gleichgesetzt werden können. Allein die planimetrischen Messungen erlauben also den exakten Vergleich.

Es ist zu erwarten, daß vordere Synechien einen geringeren Effekt auf den Atemwegswiderstand ausüben als hintere Synechien (z.B. HAWKINS et al. 1980) gleicher Abmessung in anterior-posteriorer Ausdehnung, und zwar einerseits wegen der schmalen Abmessungen der Glottis im Bereich der vorderen Kommissur und andererseits aufgrund der Tatsache, daß der Hauptstrom der Atemluft den Weg durch die hintere

Hälfte der Glottis nimmt. Auf den lebenden Menschen übertragen kommt noch hinzu, daß eine hintere Synechie durch Hemmung der Abduktionsbewegung in den Arytaenoid-Gelenken darüber hinaus eine Glottiseinengung bzw. Verhinderung einer Glottiserweiterung zur Inspirationsstellung zur Folge hat.

Besonders hingewiesen werden soll noch auf das Ergebnis, daß eine einseitige Einengung der Glottis durch eine Stimmlippe (im Ergebnisteil als "einseitige Paramedianstellung" bezeichnet) den gleichen Effekt der Atemwegswiderstandserhöhung aufweist wie eine Glottiseinengung durch beide Stimmlippen, vorausgesetzt, die resultierende Restlumen—(Glottis-) Fläche ist gleich groß. Hier zeigt sich, daß keine meßbare Widerstandserhöhung durch die leichte Umleitung des Atemstroms nach der Seite entsteht.

Dieser Tatsache wird in der Klinik dadurch Rechnung getragen, daß bei beidseitigen Stimmlippenlähmungen mit daraus resultierender beidseitiger Paramedianstellung die Laterofixation nur eines Stimmbandes vorgenommen zu werden braucht.

Die Ergebnisse der Glottiseinengungen durch die Stimmlippen stimmen mit klinischen Befunden durch Spirometrie gut überein (ABRAMSON et al. 1982, AUST et al. 1971, BÖHME et al. 1969, CORMIER et al. 1980, CORMIER et al. 1978, HYATT et al. 1960, KITZING et al. 1977, LICHTENBERGER et al. 1984, MILLER et al. 1969, MONTNER et al. 1984, SAUER et al. 1975, SCHIRATZKI et al 1965, SCHÖNTHAL et al. 1969, SCHUMANN et al. 1975 und 1976, SCHUTTE 1984, SMITH et al. 1981, STANGE et al. 1974 und THIELE et al. 1966), wobei allerdings in den klinischen Arbeiten weder eine exakte Flächenmessung möglich war noch immer dieselben Individuen untersucht werden konnten (s. S. 117).

Die Tatsache, daß eine so große Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen für sanduhrförmige und Lochblenden-Stenosen (bei gleicher Restlumenfläche) besteht, läßt sich durchaus - besonders bei relativ niedrigen Volumengeschwindigkeiten - erklären:

Wie im Abschnitt "Strömungsphysikalische Vorbemerkungen" ausgeführt, können Stufendiffusoren ("Lochblende") einen ebenso geringen Strömungswiderstand aufweisen wie Übergangsdiffusoren (sanduhrförmige Stenose). Gerade die Beobachtung der Strömungen am Modell zeigen den Strömungsverlauf - bei laminarer Strömung - als praktisch gleich, sofern von den Wirbelbildungen über und unter der Lochblenden-Stenose abgesehen wird. Diese Wirbelbildungen entstehen in einem Totwassergebiet, das außerhalb der Hauptströmung liegt, die identisch der bei der sanduhrförmigen Stenose ist.

Eine schöne Bestätigung dieser Beobachtung findet sich in einer nicht-klinischen Arbeit:

In der Arbeit von WEAVER und ULTMANN (1980) werden zwei Arten von Rohreinschnürungen verglichen: Die VDI-Standard-Öffnung (Blende) (STREETER 1971) und das M 2-Modell von

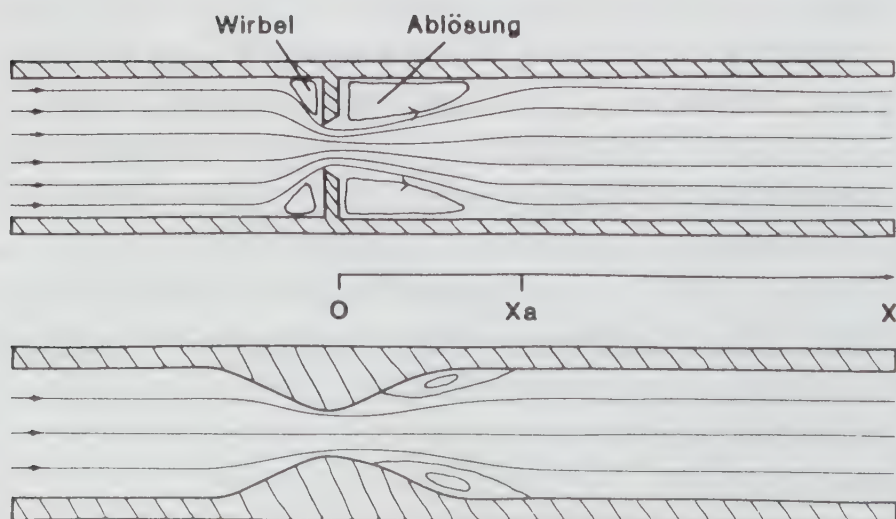


Abb. 121:
Aus:
WEAVER und
ULTMANN
(1980)

MORGAN und YOUNG (1974), dessen sanfte Verjüngung im Schnittbild einer Cosinusfunktion gleicht. Sie stellen eine bemerkenswerte Übereinstimmung bzw. Ähnlichkeit der Strömungsmechanik beider Modelle trotz des Unterschiedes in der Rauheit der Einengung, zumindest bei kleineren REYNOLDS-Zahlen, fest.

Bei der scharfen Stromeinengung beobachteten sie stromaufwärts (vor der Blende) einen Wirbel und stromabwärts (hinter der Blende) eine Ablösung, ein Totwassergebiet mit sehr geringer Strömungsgeschwindigkeit. Erst in einer Entfernung x_a vom Maximum der Einschnürung legt sich der Strom wieder der Rohrwand an (s. Abb. 121).

Bei der Einengung durch Düse/Diffusor, deren Form mit unserer Sanduhrstenose vergleichbar ist, kommt es lediglich stromabwärts zu einer leichten Ablösung (vor x_a) und zu einer Rückkehr der Stromlinien an die Rohrwand bei ebenfalls x_a . JOHANSEN teilte letztere Beobachtung bereits im Jahre 1929 mit.

Bei niedrigen REYNOLDS-Zahlen, wenn die Strömung laminar ist, ist der Abstand vom Maximum der Einschnürung bis zum Punkt der Rückkehr des Hauptstroms an die Rohrwand (x_a) direkt proportional der REYNOLDS-Zahl; oberhalb der kritischen REYNOLDS-Zahl wird die Strömung an ihren peripheren Begrenzungen turbulent und x_a zeigt sich als abnehmende Funktion von der REYNOLDS-Zahl. Das Totwassergebiet hinter der Blende ist somit bei der kritischen REYNOLDS-Zahl am größten.

Unsere Untersuchungsergebnisse lassen sich durch diese Beobachtungen gut erklären: Die Lochblendenstenosen lassen sich mit der "VDI-Standard-Einschnürung" und die sanduhrförmigen Stenosen mit dem "M 2-Modell" vergleichen und

führen mindestens bei kleineren Volumengeschwindigkeiten zu Strömungsformen, die nach den Ergebnissen von WEAVER und ULTMANN und nach unseren Ergebnissen am Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modell nahezu identisch sind. Bei sehr scharfkantigen Blenden, wie sie zur Messung von Durchflußmengen hergestellt werden, bewirkt die scharfe Kante eine Kontraktion des Hauptstromflusses, so daß der wirksame Querschnitt verkleinert wird. Diese Verkleinerung wird durch den sogen. "Kontraktionskoeffizienten" (α) beschrieben. Dieser Kontraktionskoeffizient kann jedoch bei den in der Natur vorkommenden Lochblendenstenosen und ebenso bei den Lochblendenstenosen in unseren Modellen vernachlässigt werden. Nach ECK (1978) ist dann

$$\dot{V} = \alpha A_2 \sqrt{\frac{2 \Delta P}{\delta}}$$

und zwar sowohl für die Düse als auch für die Blende.

Für alle Stenoseformen besteht eine kritische Enge bei einem Restlumen von ca. 20 %; erst eine darüber hinausgehende Einengung führt zu einem deutlichen Anstieg des Atemwegswiderstandes.

Bei der physiologischen Atmung sind zwei Komponenten des Atemwiderstandes zu unterscheiden:

Der Atemwegswiderstand und
der elastische Widerstand.

Atemwegswiderstände resultieren aus dem Energieverlust der Strömung der Atemluft und lassen sich mit den Gesetzen der Aerodynamik beschreiben. Da es sich bei den Atemwegen um geschlossene Rohre handelt, spielt zunächst der Durchmesser oder die Weite die wesentliche Rolle. Hinzu kommen Umlenkungen (Krümmer), Einengungen (Düsen), Erweiterungen (Diffusoren), Verzweigungen und andere spezielle Änderungen

der Rohrform. Am eindrucksvollsten machen sich die Änderungen der Querschnittsfläche bemerkbar; wir bezeichnen sie als Stenosen. Sie führen zur Erhöhung des Atemwegswiderstandes, wobei der wesentliche Faktor, wie bereits gezeigt, die Fläche des Restlumens ist, sofern die übrigen Bedingungen gleichgehalten werden (dynamische Viskosität, Atemvolumengeschwindigkeit, Rohrlänge, Rauigkeit der Rohrlinnenfläche).

Eine Erhöhung des Atemwegswiderstandes wird allgemein Obstruktion genannt und hat immer eine Einengung des Lumens als Ursache, seien es nun Stenosen, Bronchospasmus, Schleimhautschwellung oder Fremdkörper (auch Schleim).

Der elastische Widerstand resultiert aus dem System der Lunge und des Thorax. Gegen diesen elastischen Widerstand wird während der Inspiration eingeatmet; dieser Vorgang ist aktiv muskelgesteuert. Die Expiration geschieht dagegen - zumindest bei Ruheatmung - rein passiv bis auf das Niveau der funktionellen Residualkapazität, einer Atembalance, die aus der physiologischen Ausspannung der Lunge im Thorax und den Retraktionskräften resultiert.

Bei körperlicher Belastung nimmt das Atemvolumen, aber auch die Atemfrequenz, also auch die Volumengeschwindigkeit, zu. Das dazu erforderliche höhere Druckgefälle wird während der Inspiration von der Atemmuskulatur (Atemarbeit) geliefert, das Ergebnis ist eine stärkere Dehnung von Lunge und Thorax mit einer entsprechend vermehrten Retraktionstendenz der elastischen Kräfte für die Expiration; sie kann auch bei stärkerer körperlicher Belastung weitgehend passiv erfolgen, allerdings auf ein größeres Volumen als in Ruhe: Die Atemmittellage liegt mehr auf der inspiratorischen Seite, es entsteht eine günstigere Vorspannung für den nächsten Atemzug (Starling-Prinzip).

Nach FENDEL et al. (1967) muß der durch die Stenose bedingte Atemwiderstand durch zusätzliche Muskelarbeit bei der Atmung überwunden werden. Bis zu einer Reduktion der Restlumenfläche auf 50 % sei keine wesentliche Energieerhöhung zu verzeichnen. Der Energieaufwand steige bei einer Einengung auf etwa 25 % Restlumenfläche auf den etwa 20fachen Betrag gegenüber der Ausgangsstellung an. Bei weiterer Stenosierung nehme die kinetische Energie steil zu und erreiche bei z.B. 7 % verbliebener freier Fläche das 100fache der Energie, die im Normalzustand aufzuweisen sei. Diese Verhältnisse der "relativen kinetischen Energie" (FENDEL bezieht sie auf den Ausgangswert bei normaler "Atmungsöffnung") sind unabhängig von der Strömungsmenge, sie gelten sowohl bei ruhiger als auch bei forcierter Atmung.

Nach BÜHLMANN (1948 und 1949) haben starke Stenosen eine Verminderung des Atemminutenvolumens, eine Erhöhung der Atemmittellage und eine Zunahme des Sauerstoffverbrauchs zur Folge.

Es ergeben sich folgende klinische Konsequenzen:

Stenosen sind zunächst bei fortschreitender Einengung ohne klinische Wirkung, bei Zunahme über eine kritische Enge hinaus entsteht eine relativ plötzliche Verschlechterung der Atemsituation.

Bei wiederherstellenden Operationen wegen stenosierender Prozesse ist die Rekonstruktion auf ein Lumen in Höhe von 100 % (Ausgangslumen) nicht erforderlich; auch die Wiederherstellung eines Querschnittes von 50 % des Ausgangslumens kann genügen, sofern gewährleistet ist, daß eine erneute Verschlechterung durch ein Rezidiv ausgeschlossen ist.

Die Erhöhung des Atemwiderstandes bei ausgeprägten Stenosen und turbulenter Strömung führt zu hörbarer Atmung, die wir als Stridor bezeichnen. Stridor ist also ein Geräusch, das durch schnellen und turbulenten Luftstrom zustandekommt. Daß keine Korrelation zwischen der Lautstärke des Stridors und dem Grad der Obstruktion besteht, stellten TOPHAHN et al. (1974) fest: Bei sehr ausgeprägten Stenosen des Atemweges kann der Luftstrom derart limitiert sein, daß Stridor größerer Lautstärke nicht mehr zustandekommt.

Die am Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modell gewonnenen Ergebnisse lassen sich aus folgenden Überlegungen auf die Verhältnisse im lebenden Menschen übertragen:

Alle Modelle stellen zwar eine Vereinfachung dar; sie reduzieren ein System (hier die Gesamtheit der Atemwege mit all ihren Eigenschaften) aus Gründen der Praktikabilität und zur Analyse einzelner Bestandteile. Die Beschränkung auf Hypopharynx, Larynx und obere Trachea läßt die Wirkung der Nasen- oder Mundatmung oder der unteren Atemwege auf den Gesamtemwegswiderstand außer Betracht. Eine solche Beschränkung erlaubt dagegen die Konzentration auf den Gegenstand der Untersuchung. Erst die Erforschung von Kombinationen mehrerer entfernt gelegener Stenosen etwa würde ein umfangreicheres Modell erforderlich machen.

Sollen hingegen Beobachtungen von Strömungsvorgängen am Kehlkopfmodell angestellt werden, darf die Beschränkung (z.B. nur Trachea und Glottis, wie bei FUCHSIG et al. 1962) nicht zu weit getrieben werden. Die komplizierten Umlenkungen des Atemstroms (z.B. um die Epiglottis herum), die sanften Einengungen (Taschenbänder bei der Inspiration, Subglottis bei der Expiration) oder die harte, abrupte Querschnittseinengung (am Vestibulum laryngis) dürfen nicht vernachlässigt werden und sind nur im vollständigen Kehlkopfmodell, dem kranial und kaudal "natürliche" Zufluß- bzw. Abflußwege

vor- oder nachgeschaltet sind, darzustellen. Sollen auch die Strömungsverhältnisse im Hypopharynx und der oberen Trachea naturgetreu wiedergegeben werden, sind zusätzlich Maßnahmen zur Imitation der davor (bzw. danach) gelegenen Atemwege ohne starken, verfälschenden Einfluß nehmende Anschlußstücke erforderlich.

Diese Bedingungen erfüllt unser Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modell durch relativ aufwendig konstruierte, entsprechend geformte Anschlußstücke und Einbeziehung sogar von Teilen des Oropharynx (z.B. Valleculae glossoepiglotticae). Dadurch sind nicht nur Widerstandsmessungen am Modell mit weiteren stenosierenden Prozessen oder Formveränderungen an den supraglottischen Strukturen oder im Hypopharynx möglich, sondern auch eine genaue Beobachtung der Luftströmung außerhalb des Larynx und damit auch im Hypopharynx.

Die Beobachtung der Atemströmung, die durch die Flüssigkeitsströmung durch das Modell sichtbar gemacht wurde, zeigt folgenden inspiratorischen Hauptatemstrom:

Aus Nase oder Mundhöhle kommend, biegt der Luftstrom um die freie Epiglottisfläche herum, streicht am Tuberculum epiglottidis entlang, wird durch Taschenbänder und Stimmbänder wie in einer Düse beschleunigt, führt durch die Glottis in die Nähe der hinteren Kommissur und schließlich durch die Mitte und hinteren Anteile der Trachea. Subglottisch kommt es zu Ablösungen beidseits unterhalb der Stimmlippen.

Die Strömungsbeobachtungen zeigen, daß bei normalen Verhältnissen die Valleculae glossoepiglotticae und die Sinus piriformes am Inspirationsweg der Luft teilnehmen.

Während die Sinus piriformes bislang ausschließlich den Speisewegen zugerechnet wurden, zeigen die vorgelegten Ergebnisse, daß zumindest die kranialen Anteile am Luftstrom teilnehmen. Diese Beobachtung gilt für alle Atemvolumengeschwindigkeiten inklusive Ruheatmung. Die Sinus piriformes liegen abseits vom

Hauptstrom und können als Totwassergebiete bezeichnet werden, weisen jedoch in nicht unerheblichem Ausmaß Wirbelbildungen auf. Diese Beobachtung gilt sowohl für Nasen- und Mundatmung. Gerade bei schwererer Arbeit und/oder bei Vorschädigung der Nase durch inhalative Noxen (MANZ 1977) wird der Arbeiter eher durch den Mund atmen müssen.

Diese Räume dürfen hiernach nicht mehr ausschließlich dem Speiseweg zugerechnet werden. Daraus ergeben sich Konsequenzen für die Beurteilung von Schädigungen durch inhalative Noxen. Möglicherweise müssen Luftwegskarzinome bei exponierten Arbeitern (z.B. Ofenblockarbeiter in Gaswerken, MANZ 1984) auch Sinus-piriformis-Karzinome umfassen, wobei mindestens der obere mediale Anteil des Sinus piriformis, der laterale Abhang der aryepiglottischen Falte, hierfür in Betracht kommt. Für den Einfluß von Schadstoffen bei Rauchern gilt das gleiche.

Expiratorisch zieht der Atemvolumenstrom durch die komplette Trachea, tritt durch die Glottis ebenfalls überwiegend im hinteren Anteil und führt anschließend um die Epiglottis herum. Die Valleculae glossoepiglotticae und Sinus piriformes sind bei der Expiration nur unwesentlich beteiligt.

Die Morgagni-Ventrikel stellen Totwassergebiete dar. Hier finden sich lediglich leichte Wirbelbildungen, eine Beobachtung, die sowohl für Inspiration als auch Expiration gilt.

Die beschriebene Methode läßt sich unschwer für eine größere Zahl weiterer Untersuchungen verwenden.

So ist denkbar die Untersuchung der Verhältnisse bei anderen Formen von Stenosen, der Wirkung verschiedener aspirierter Fremdkörper, von rechtsmedizinischen Fragestellungen (MALLACH et al. 1982, MISSLIWETZ 1983, STANLEY et al. 1983) sowie auch zur Untersuchung der besonderen Verhältnisse bei kleineren Abmessungen der Luftwege beim Kind, Säugling und Neugeborenen. Gerade zum Thema Atemwegsprobleme im Kindesalter existiert eine Fülle von klinischen Arbeiten (ABRAMSON et al. 1982, ADLER et al. 1978, COHEN et al. 1980, COX et al. 1974, DONALDSON et al. 1952, DRANSFIELD et al. 1983, D'ELIA et al. 1984, FIERON et al. 1972, HOLINGER 1954, 1976 und 1980, JAFFE 1978, PAPSIDERO et al. 1980, PRACY 1983, ROWE 1982, SHURIN 1980, SMITH et al. 1959 und WILMS et al. 1982).

Darüberhinaus bietet das vollständige Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modell ausgezeichnete Voraussetzungen zur Untersuchung der Strömung mit Venturi-Jet-Ventilation-Systemen (LYONS et al. 1981 und WOO et al. 1982).

Aus der Klinik ist bekannt, daß Larynx, Hypopharynx und Trachea in Bezug auf die Atmung über erhebliche funktionelle Reserven verfügen. Lumeneinengungen geringeren Ausmaßes machen sich häufig nicht in Form einer Atembehinderung bemerkbar. Es stehen andere Symptome im Vordergrund: Patienten mit Raumforderungen im Hypopharynx klagen über Schluckstörungen; Raumforderungen im Bereich der Glottis machen durch Heiserkeit auf sich aufmerksam und Raumforderungen im Bereich der Trachea durch Hustenreiz. Erst bei zunehmender Lumeneinengung kommt es - dann oft dramatisch - zur Beeinträchtigung der Atemfunktion.

Ziel dieser Arbeit war die Darstellung der strömungsphysikalischen Vorgänge in Hypopharynx, Larynx und Trachea. Es werden die Verhältnisse der Atemströmung sowohl unter physiologischen als auch unter pathologischen Bedingungen untersucht. Nach Messungen des laryngealen Widerstandes an tracheotomierten Patienten nach der von BACHMANN (1982) angegebenen Methode und nach Durchsicht der Literatur stellte es sich heraus, daß allgemeingültige quantitative Aussagen über die Wirkung von laryngealen und trachealen Stenosen nur durch Untersuchungen im Experiment möglich sind.

Vorversuche an 67 menschlichen Leichenkehlköpfen zeigten, daß das Fehlen der Gewebsspannung und der muskulären Gegenstellkraft zum Kollaps des Hypopharynx und der Glottis während der imitierten Inspiration führt und auch das Ausspannen der Präparate in einem Rahmengestell keine grundsätzliche Abhilfe schafft.

Deshalb wurden nach den Halsorganen von Leichen Hypopharynx-Larynx-Trachea-Modelle hergestellt. Um die Modelle naturgetreu zu gestalten, wurden als Negativformen Wachsausgüsse und als Positivformen Silikon-Kautschuk- sowie Polyester-

Gießharz-Modelle angefertigt. Die Silikon-Kautschuk-Formen erlauben eine Vervielfältigung der Modelle, die transparenten Gießharz-Modelle eine Beobachtung ihrer Durchströmung.

Die so vervielfältigten Negativformen wurden derart bearbeitet, daß im Modell laryngeale und tracheale Stenosen imitiert wurden. Laryngeale Stenosen waren in Form von abgestuften Einengungen der Glottis durch die Stimmlippen von den Seiten und durch vordere Synechien vertreten; die graduierten Trachea-Stenosen wurden in Form von Lochblenden und sanduhrförmig gestaltet. Die Silikon-Kautschuk-Formen lassen nach Widerstandsmessung und Aufschneiden eine genaue Planimetrie der Restlumenflächen zu.

Die Widerstandsmessungen zeigen sowohl für die laryngealen als auch für die trachealen Stenosen folgende Abhängigkeit von der Restlumenfläche:

Einengungen auf eine Fläche von 50 % bedingen keine nennenswerte Zunahme des Atemwiderstandes. Bei einem Restlumen von etwa 25 % (kritische Enge) kommt es zu einer erheblichen Zunahme des Atemwiderstandes.

Diese Feststellung gilt - am festen Modell - sowohl für inspiratorische als auch expiratorische Volumenströme.

Die Darstellung der Strömungsverhältnisse geschah am Modell in Originalgröße und durch Flüssigkeit mit suspendierten Polystyrolkügelchen, wobei wegen des Verhältnisses der kinematischen Viskosität der Atemluft zu der des verwendeten Alkoholgemisches von etwa 4 : 1 nach dem Ähnlichkeitsgesetz der Aerodynamik die natürlichen Strömungsverhältnisse bei einer vierfach kleineren Geschwindigkeit wiedergegeben wurden.

Am unveränderten Modell zeigten sich folgende Phänomene: Der Hauptatemstrom geht durch die hintere Hälfte der Glottis. Taschenfalten und Subglottis wirken als Düse und Diffusor.

Subglottisch besteht bei Inspiration eine Ablösungszone (Totwassergebiet). Der Hypopharynx ist auch mit den oberen Anteilen des Sinus piriformis als Atemweg anzusehen (bei der Inspiration deutlicher als bei der Expiration). Die Morgagni-Ventrikel stellen ein Totwassergebiet mit einer leichten Wirbelbildung dar.

Die Modelle der Stenosen zeigen ähnliche Verhältnisse bis auf eine stärkere Beschleunigung des strömenden Mediums in der Enge, die deutlicheren Ablösungen hinter der Enge und das frühere Einsetzen von Turbulenz. Die Ähnlichkeit des Widerstandsverhaltens von Lochblenden- und sanduhrförmigen Stenosen der Trachea erklärt sich aus der Ausbildung einer sanduhrförmigen Strömung auch bei der Lochblenden-Stenose durch Wirbelbildung vor und Ablösung hinter der Stenose.

Abgesehen von der naturgetreuen Wiedergabe des Originalen im Modell ist die Übertragung der Strömungsbilder auf die Verhältnisse im Lebenden umso eher möglich, als natürliche Zustromverhältnisse verwirklicht wurden. Durch das Miteinbeziehen des gesamten Hypopharynx und Teilen des Oropharynx in das Modell und durch die Zuleitung des strömenden Mediums durch einen Krümmer, der der Umleitung des Atemstromes im Oropharynx oder Nasopharynx Rechnung trägt, sind ausreichend gute Grundlagen für die Zulässigkeit einer solchen Übertragung geschaffen.

7 Literaturverzeichnis:

1. Abramson A.L., M.N. Goldstein, A. Stenzler, A. Steele:
The use of the tidal breathing flow volume loop in
laryngotracheal disease of neonates and infants.
-Laryngoscope 92, 922-926, 1982.
2. Adler S.M., M.E.B. Wohl:
Flow-volume relationship at low lung volumes in healthy-
term newborns.
-Pediatrics 61, 636-640, 1978.
3. Albegger K.W., K. Harnoncourt:
Spirometrische Routineuntersuchung zur Beurteilung
laryngotrachealer Stenosen.
-HNO 21, 172-176, 1973.
4. Anch A.M., J.E. Remmers, H. Bunce III.:
Supraglottic Airway resistance in normal subjects and
patients with occlusive sleep apnea.
-J. Appl. Physiol. 53, 1158-1163, 1982.
5. Arbore A., P. Cucu, O. Clocotici:
Turbulari ventilatoare in tumorile traheale.
-Otorhinolaringologie (Bucur) 6, 251-258, 1961.
6. Aust S., G. Böhme, M. Heinemann:
Spirographie und Larynx-Begutachtung.
-Zschr. Ärztl. Fortbild. 65, 959-961, 1971.
7. Bachmann W.:
Die Funktionsdiagnostik der behinderten Nasenatmung.
Einführung in die Rhinomanometrie.
-Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 1982.
8. Bachmann W., C. Bachert:
Die quantitative Auswertung von Rhinomanometriekurven.
-Laryngol. Rhinol. 63, 58-61, 1984.

9. Bake B., H. Ejnell, R. Sixt, I. Mansson:
Overestimation of inspiratory upper airway resistance.
-Clinical Physiology 4, 33-40, 1984.
10. Barsony T., B. Wald:
Die normale Trachea im Röntgenbilde.
-Röntgenpraxis 9, 164-180, 1937.
11. Benjamin B., J. Pitkin, D. Cohen:
Congenital tracheal Stenosis.
-Ann. Otol. 90, 364-371, 1981.
12. Berdel D., U. Koch:
Spontaneous flow measurements of laryngotracheal resistance
in 30 tracheostoma patients.
-Arch. Otorhinolaryngol. 240, 133-137, 1984.
13. Berendes J.:
Neuere Ergebnisse über Bewegungsstörungen des Kehlkopfes.
-Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 169, 1-172, 1956.
14. Berendes J.:
Die Schwingungsform der Stimmlippen beim Anblasen des
Kehlkopfes ohne Innervation.
-Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 173, 283-285, 1958.
15. Berg van den, J.W.:
Direct and indirect determination of the mean subglottic
pressure.
-Folia Phoniatic. 8, 1-14, 1956.
16. Berg van den, J.W.:
Modern research in experimental phoniatics.
-Folia Phoniatic. 14, 81-149, 1962.
17. Berg van den, J.W., T.S. Tan:
Results of experiments with human larynxes.
-Pract. Oto-Rhino-Laryng. 21, 425-450, 1959.

18. Berg van den, J.W., J.T. Zantema, P. Doornenbal:
On the air resistance and the Bernoulli effect of the human larynx.
-J.Acoust. Soc. Am. 29, 626-631, 1957.
19. Berg van den, J.W.:
Subglottic pressure and vibrations of the vocal folds.
-Folia Phoniat. 9, 65-71, 1957.
20. Bischoff K.B., O. Levenspiel:
Fluid dispersion - generalization and comparison of mathematical models - I. Generalization of models.
Chem. Eng. Sci. 17, 245-255, 1962.
21. Bishop M.J., E.A. Weymüller:
Adult epiglottitis revisited.
-Anesthesiology, 57, 545-546, 1982.
22. Böhme G., S. Aust, M. Heinemann:
Spirographische Untersuchungen bei Glottisstenosen.
-Folia Phoniat. 21, 112-120, 1969.
23. Brünings W.:
Direkte Laryngoskopie.
-Handb. d. Hals-Nasen-Ohrenheilk, Denker-Kahler 1-262, 1928.
24. Bühlmann A.:
Experimentelle Untersuchungen über Stenoseatmung.
-Schweiz. Z. Tuberk. 6, 89-115, 1949.
25. McCaffrey T.V., E.B. Kern:
Laryngeal regulation of airway resistance. I. Chemo-receptor reflexes.
-Ann. Otol. 89, 209-214, 1980.
26. Cauberghs M., K.P. van de Woestijne:
Mechanical Properties of the upper airway.
-J. Appl. Physiol. 55, 335-342, 1983.

27. Chong S.K., L.K. Brown, G.G. Lewars, M.A. Sachner:
Deposition of aerosol particles and flow resistance in
mathematical and experimental airway models.
-J. Appl. Physiol. 55, 154-163, 1983.
28. Cohen S.R.:
Pseudolaryngeal paralysis: a postintubation complication.
-Ann. Otol. 90, 483-488, 1981.
29. Cohen S.R., K.A. Geller, S. Seltzer, J.W. Thompson:
Papilloma of the larynx and tracheobronchial tree in
children. A retrospective study.
-Ann. Otol. 89, 497-503, 1980.
30. Cormier Y., H. Kashima, W. Summer, H. Menkes:
Airflow in unilateral vocal cord paralysis before and
after Teflon injection.
-Thorax 33, 57-61, 1978.
31. Cox D.J., F.B. Simmons:
Midline vocal cord fixation in the newborn.
-Arch. Otolaryngol. 100, 219, 1974.
32. Davidson F.F., S.W. Burke:
Physiologic differentiation of upper and lower airway
obstruction.
-Ann. Otol. 86, 630-632, 1977.
33. Deitmer Th.:
Aerodynamische Wirkung von Tracheal-Sprechkanülen.
-Laryng. Rhinol. Otol. 63, 640-643, 1984.
34. Dejonckere P., J. Lebacqz:
Relation de phase entre la dynamique de la pression sous-
glottique et le mouvement oscillatoire des cordes vocales.
-Arch. Intern. de Physiol.-Biochimic. 88, 343-355, 1980.

35. Dejonckere P., J. Lebacqz:
Mechanism of initiation of oscillatory motion in human glottis.
-Arch. Intern. de Physiol.-Biochimic 89, 127-136, 1981.
36. Dekker E.:
Transition between laminar and turbulent flow in human trachea.
-J. Appl. Physiol. 16, 1060-1064, 1969.
37. Donaldson S.W., A.C. Tompsen jr.:
Tracheal diameter in the normal newborn infant.
-Amer. J. Roentgenol. 67, 785-787, 1952.
38. Dransfield D.A., A.R. Spitzer, W.W. Fox:
Episodic airway obstruction in premature infants.
-Am. J. Dis. Child. 137, 441-443, 1983.
39. Draper M.H., P. Ladefoged, D. Whitteridge:
Expiratory pressures and air flow during speech.
-Brit. Med. J. 18, 1837-1843, 1960.
40. Du Bois A.B., S.Y. Botelho, H.J. Comroe Jr.:
A new method for measuring airway resistance in man using a body plethymograph: values in normal subjects and in patients with respiratory disease.
-J. Clin. Invest. 35, 327-335, 1956.
41. Eck B.:
Technische Strömungslehre, Band 1 und 2, 8. Auflage,
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1978.
42. Ede A.J., R. Morris, E.S. Birch:
The effect of abrupt changes of diameter on heat transfer in pipes.
-National English Lab. (NEL) Rept. 73, East Kilbride,
Glasgow, Scotland, 1962.
43. D'Elia A., F. DiMaggio, M.G. Troncone, M. Pignata, G. Alvano:
Fetal tachypnea: prognostic significance and treatment.
-Acta Obstet. Gynecol. Scand. 63, 91-92, 1984.

44. England S.J., D. Bartlett jr., J.A. Daubenspeck:
Influence of human vocal cord movements on airflow and
resistance during eupnea.
-J. Appl. Physiol. 52 (3), 773-779, 1982.
45. England S.J., D. Bartlett jr.:
Changes in respiratory movements of the human vocal cords
during hyperpnea.
-J. Appl. Physiol. 52, 780-785, 1982.
46. Enzmann H.:
Der obere Atemwegswiderstand.
-Dissertation, Heidelberg, 1970.
47. Fearon B., R. Cotton:
Subglottic stenosis in infants and children: the clinical
problem and experimental surgical correction.
-Can. J. Otolaryngol. 1 (4), 281-289, 1972.
48. Fendel K.:
Die kritische Enge der Larynx- und Trachealstenosen.
-Wiss. Z. Karl-Marx-Univ. Leipzig, 16, 775-778, 1967.
49. Fendel K., H. Haupt, H. Kauf:
Starre Stenosen, ihre Wirkung auf Widerstand und Atemarbeit.
-Z. Laryngol. Rhinol. 46, 889-897, 1967.
50. Ferrein A.:
De la formation de la voix de l'homme.
-Hist. Acad. Roy. Sci., Paris, 409-432, 1741.
51. Ferris B.G., J. Mead, L.H. Opie:
Partitioning of respiratory flow resistance in man.
-J. Appl. Physiol. 19, 653-658, 1964.
52. Ferris B.G., L. Opie, J. Mead:
Partitioning of respiratory resistance in man.
-Federation Proc. 19, 377, 1960.

53. Fink B.R., M. Basek, V. Epanchin:
The mechanism of opening of the human larynx.
-Laryngoscope 66, 410-425, 1956.
54. Fischer R.:
Die Physik der Atemströmung in der Nase.
-Habilitationsschrift Berlin, 1969.
55. Fleischmann G.:
De chondrogenesi asperae arteriae etc.
-Erlangen, 1820.
56. Frenkiel S., I.K. Assimes, J.K. Rosales:
Congenital tracheal diverticulum: a case report.
-Ann. Otol. 89, 406-408, 1980.
57. Fry D.L., R.E. Hyatt:
Pulmonary mechanics. A unified analysis of the relationship
between pressure, volume and gasflow in the lungs of normal
and diseased human subjects.
-Am. J. Med. Oct., 672-689, 1960.
58. Fuchsig P., R. Brumiak, A. Schnayder:
Über den Strömungswiderstand in normalen und pathologischen
Tracheen.
-Österr. Ges. f. Chir. u. Unfallheilk. 16, (4), 174-178, 1962.
59. Galvis A.C., S.E. Stool, C.D. Bluestone:
Pulmonary edema following relief of acute upper airway
obstruction.
-Ann. Otol. 89, 124-128, 1980.
60. Gerlach A.:
Zur Anatomie des Cavum laryngis des Menschen.
-Anat. Hefte 14, 561-594, 1900.
61. Gertner R., L. Podoshin, M. Fradis:
A simple method of measuring the nasal airway in clinical
work.
-J. Laryngol. 98, 351-355, 1984.

62. Gill W.N., R. Sankarasubramanian:
Exact analysis of unsteady convective diffusion.
-Proc. Roy. Soc. London A 316, 341-350, 1970.
63. Girardin M., E. Bilgen, P. Arbour:
Experimental study of velocity fields in a human nasal
fossa by laser anemometry.
-Ann. Otol. 92, 231-236, 1983.
64. Haraguchi S., R.Q. Fung, C.T. Sasaki:
Effect of hyperthermia on the laryngeal closure reflex.
-Ann. Otol. 92, 24-28, 1983.
65. Harkness J.:
The viscosity of human blood plasma: its measurement in
health and disease.
-Biorheology 8, 171, 1971.
66. Harvey J.E., N. Ueda, M. Ohyama, G. Mogi, J.H. Ogura:
Subglottic pressure and induced live voices of dogs
with reinnervated and paralyzed larynges in relation
to transplantation of the larynx.
-Laryngoscope 82, 651-664, 1972.
67. Hawkins D.B., W.M. Luxford:
Laryngeal stenosis from endotracheal intubation. A review
of 58 cases.
-Ann. Otol. 89, 454-458, 1980.
68. Heineken H.:
Beitrag zur angeborenen Kehlkopfataresie.
-Frankfurter Z. Path. 63, 30, 1952.
69. Heinemann M., P. Pult:
Struma intralaryngealis.
-Laryngol. Rhinol. Otol. 61, 531-533, 1982.
70. Hempel K.J.:
Beitrag zur kongenitalen Atresie des Larynx und Aplasie
der Trachea.
-Zbl. Allg. Path. u. Path. Anat. 95, 226-236, 1956.

71. Henke R.:
Zur Morphologie der Epiglottis.
-Monatsschr. Ohrenheilk. 33, 279-294, 1899.
72. Holinger L.D.:
Etiology of stridor in the neonate, infant and child.
-Ann. Otol. 89, 397-400, 1980.
73. Holinger P.H., S.L. Kutnick, J.A. Schild, L.D. Holinger:
Subglottic stenosis in infants and children.
-Ann. Otol. 85, 591-599, 1976.
74. Holinger P.H., K.C. Johnson, F. Schiller:
Congenital anomalies of the larynx.
-Ann. Otol. 63, 581-606, 1954.
75. Homma H.:
Atemmechanische Aspekte bei der Atemnot.
-Wien. med. Wschr. 116, 184-187, 1966.
76. Horiuchi M., C.T. Sasaki:
Cricothyroid muscle in respiration.
-Ann. Otol. 87, 386-391, 1978.
77. Huizinga E., H.C. Stan:
Sur la planigraphie dans le cancer du larynx.
-Ann.Otorhinolaryngol. Belg. 12.5., 477-478, 1958.
78. Hyatt R.E., R.E. Wilcox:
Partition of pulmonary flow resistance into upper and lower airway components.
-Federation Proc. 19, 237, 1960.
79. Ingard U.:
On the theory and design of acoustic resonators.
-J. Acoust. Soc. Am. 25, 1037-1061, 1953.
80. Iribarne A., F. Frantisak, R.L. Hummel, J.W. Smith:
An experimental study of instabilities and other flow properties of a laminar pipe jet.
-J. Am. Inst. Chem. Eng. 18, 689-698, 1972.

81. Isshiki N., H. Okamura, M. Morimoto:
Maximum phonation time and air flow rate during phonation:
simple clinical tests for vocal function.
-Ann. Otol. 76, 998-1007, 1967.
82. Isshiki N., K. Kitajima, H. Kojima, Y. Harita:
Turbulent noise in dysphonia.
-Folia phoniat. 30, 214-224, 1978.
83. Isshiki N., H. von Leden:
Hoarseness: Aerodynamic studies.
-Arch. Otolaryngol. 80, 216-213, 1964.
84. Isshiki N., M. Tanabe, K. Ishizaka, D. Broad:
Clinical significance of asymmetrical vocal cord tension.
-Ann. Otol. 86, 58-66, 1977.
85. Jackson Ch., Ch.L. Jackson:
Diseases of the nose, throat and ear.
-Philadelphia, London: W.B. Saunders, 1947.
86. Jaffe B.F.:
Unusual laryngeal problems in children.
-Ann. Otol. 82, 637-642, 1978.
87. Johansen F.C.:
Flow through pipe orifices at low Reynolds numbers.
-Proc. Roy. Soc. A 126, 231-245, 1929.
88. Kitzing P., B. Carlborg, A. Löfquist:
Aerodynamic and glottographic studies of the laryngeal
vibratory cycle.
-Folia phoniat. 34, 216-224, 1982.
89. Kitzing P., A. Löfquist:
Teflon paste injection into the paralytic vocal fold.
-Scand. J. resp. Dis. 58, 197-204, 1977.
90. Kneiszl F.:
Angeborene Kehlkopfataresie und beidseitige Lungenhyperplasie.
-Schweiz. Z. Tuberk. 17, 196-204, 1960.

91. Koch U., D. Berdel:
Atemwiderstandsmessungen bei Stenosen im Laryngo-
Trachealbereich.
-Laryngol. Rhinol. Otol. 63, 212-214, 1984.
92. Koike Y., W.H. Perkins:
Application of a miniaturized pressure transducer for
experimental speech research.
-Folia Phoniat. 20, 360, 1968.
93. Kunze L.H.:
Evaluation of methods of estimating subglottal air pressure.
-J. Speech & Hearing REs. 7, 151-164, 1964.
94. Ladefoged P.:
The regulation of subglottal pressure.
-Folia Phoniat. 12, 169-175, 1960.
95. Lanz F., W. Wachsmuth:
Praktische Anatomie. I. Band, II. Teil: Hals;
Springer-Verlag, Berlin, Göttingen, 1955.
96. Large J., S. Iwata, H. von Leden:
The primary female register transition in singing.
-Folia Phoniat. 22, 385-396, 1970.
97. Large J., S. Iwata:
Aerodynamic study of vibrato and voluntary 'straight tone'
pairs in singing.
-Folia Phoniat. 23, 50-65, 1971.
98. Leden von, H.:
Neuere Funktionsteste des Larynx.
-HNO 19, 225-231, 1971.
99. Leden von, H.:
Respiration and phonation: the functional examination
of the laryngeal disease.
-Folia Phoniat. 19, 153-166, 1967.

100. Leden von, H., P. Moore, R. Timcke:
Laryngeal vibrations: measurements of the glottis wave.
Part II. The pathologic larynx.
-A.M.A. Arch. Otolaryngol. 71, 26-45, 1960.
101. Leeper H.A.:
Voice initiation characteristics of normal children and
children with vocal nodules: a preliminary investigation.
J. of Commun. Dis. 9, 83-94, 1976.
102. Lichtenberger G., S.A. Kelemen:
Möglichkeiten der chirurgischen Behandlung von Kehlkopf-
verengungen und plethysmographische Objektivierung der
Resultate.
-Laryngol. Rhinol. Otol. 63, 289-294, 1984.
103. Linhard:
nach Ruff S.: Der lebendige Motor der Hütte: Der Ing.-Taschen-
buch, 27. Aufl., 2. Band, 330, Berlin 1949.
104. Loebell E.:
Über direkte Messung des subglottischen Luftdruckes.
-Arch. klin. exp. Ohr.-Nas.-Kehlk.heilk. 194, 316-320, 1969.
105. Lyons D., A. Stenzler, H. Steinberg, A. Abramson, C. Ruder:
The airway mechanics of jet ventilation.
-Otolaryngol. Head & Neck Surg. 89, 364-369, 1981.
106. Mallach H.J., M. Dehmichen:
Bolustod: Reflex oder Erstickung?
-Beitr. z. Gerichtl. Med. 40, 473-485, 1982.
107. Manz A.: Gewerbliche Schäden der oberen Atemwege
In: Berendes, Link und Zöllner: Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
in Praxis und Klinik Band 1, Georg-Thieme-Verlag Stuttg. 1977.
108. Manz A.:
Pers. Mitt. 1984
109. Masing H.:
Die klinische Bedeutung der Nasenwiderstandsmessung.
-Arch. Ohr.-Nas.-Kehlk.heilk. 185, 763-768, 1965.

110. Masing H.:
Experimentelle Untersuchungen über die Strömung im Nasenmodell.
-Arch. klin. exp. Ohr.-Nas.-Kehlk.heilk. 189, 59-70, 1967.
111. Masing H.:
Experimentelle Untersuchungen über den Strömungsverlauf im Nasenmodell.
-Arch. klin. exp. Ohr.-Nas.-Kehlk.heilk. 189, 371-384, 1967.
112. Mathew O.P., Y.K. Abu-Osba, B.T. Thach:
Influence of upper airway pressure changes on respiratory frequency.
-Respiration Physiology 49, 223-233, 1982.
113. Mayer J.:
Temporäre Recurrensschädigungen im Tierexperiment.
-Arch. Ohr.-Nas.-Kehlk.heilk. 169, 246-250, 1956.
114. Miller R.D., R.E. Hyatt:
Evaluation of obstructing lesion of the trachea and larynx by flow-volume loops.
-Am. Rev. Respir. Dis. 108, 475-482, 1973.
115. Miller R.D., R.E. Hyatt:
Obstructing lesions of the larynx and trachea. Clinical and physiological characteristics.
-Mayo Clin. Proc. 44, 145-161, 1969.
116. Miller R.D., R.E. Hyatt:
Obstructing lesions of the larynx and trachea. Clinical characteristics and altered pulmonary mechanics.
-Am. Rev. Resp. Dis. 96, 168, 1967.
117. Mink P.J.:
Physiologie der oberen Luftwege.
-F.C.W. Vogel Verlag, Leipzig, 1920.

118. Missliwetz J.:
Verletzungen von Kehlkopf und Zungenbein beim Erwürgen
und Erdrosseln.
-Arch. Kriminol. 29-31, 1983.
119. Montner P., A. Miller, F. Calhoun:
Tracheal diameter as a predictor of pulmonary function.
-Lung 162, 115-121, 1984.
120. Morgan B.E., D.F. Young:
An integral method for the analysis of flow in arterial
stenosis.
-Bull. Math. Biol. 36, 39-53, 1974.
121. Morgenstern U.:
Modelle der menschlichen Atmung und kritische Betrachtungen
zu atemtechnischen Parametern.
-Z. Erkrank. Atm. Org. 161, 291-305, 1983.
122. Müller J.:
Von der Stimme und Sprache.
In: Handbuch der Physiologie des Menschen, Band 2, Buch 4,
Koblenz 1840.
123. Mündnich K.:
Anatomische und histologische Untersuchungen und Experimente
zur Physiologie und Pathologie des menschlichen Kehlkopfes.
-Arch. Ohr.-Nas.-Kehlk.heilk. 169, 190-196, 1956.
124. Müsebeck K., H. Rosenberg:
Phonatorische Strömungsvorgänge im supraglottischen Kehlkopf-
bereich.
-Laryngol. Rhinol. Otol. 62, 226-231, 1983.
125. Muhar F., H. Coblenzer:
Atemmechanische Aspekte bei der Phonation.
-Beitr. Klin. Tuberk. 135, 309-321, 1966.

126. Murry T.:
Subglottic pressure during vocal cord fry phonation.
-Ph. D. Diss. Univ. of Florida, 1969.
127. Murry T.:
Subglottal pressure and airflow measures during vocal fry phonation.
-U.S. Naval Submarine Medical Center, Groton, Conn.,
Report No. 611, 1970.
128. Murry T., W.S. Brown:
Subglottal air pressure during two types of vocal activity:
vocal fry and modal phonation.
-Folia Phoniat. 23, 440-449, 1972.
129. Nihilani P.:
An aerodynamic study of stops in Sindhi.
-Phonetica 29, 193-224, 1974.
130. Ogura J.H., J.R. Nelson, R. Dammkoehler, M. Kawasaki,
K. Togawa:
Experimental observations of the relationships between
upper airway obstruction and pulmonary function.
-Ann. Otol. 73, 381-403, 1964.
131. Ohnishi T., J.H. Ogura:
Partitioning of pulmonary resistance in the dog.
-Laryngoscope 79, 1847-1878, 1969.
132. Olson D.E.:
Fluid mechanics relevant to respiratory flow within
curved or elliptical tubes and bifurcating systems.
-Ph. D. Thesis, Aeronautical Engineering, Imperial College,
London, England, 1971.
133. Olson D.E., M. Sudlow, K. Horsfield, G.F. Filley:
Convective patterns of flow during inspiration.
-Arch. Intern. Med. 131, 51-57, 1973.

134. Papsidero M.J., N.R.T. Pashley:
Acquired stenosis of the upper airway in neonates. An increasing problem.
-Ann. Otol. 89, 512-514, 1980.
135. Perkins W.H., Y. Koike:
Patterns of subglottal pressure variations during phonation. A preliminary report.
-Folia Phoniat. 21, 1-8, 1969.
136. Pracy R.:
The infant larynx.
-J. Laryngol. Otol. 97, 933-947, 1983.
137. Pressman J.J., G. Kelemen:
Physiology of the larynx.
-Physiol. Rev. 35, 506-554, 1955.
138. Putney F.J., J.J. Moran:
Cartilaginous tumors of the larynx.
-Arch. Otolaryngol. 81, 422, 1965.
139. Rau D., R.L. Beckett:
Aerodynamic assessment of the vocal function using hand-held spirometers.
-J. of Speech & Hearing Dis. 49, 183-188, 1984.
140. Rohrer F.:
Der Strömungswiderstand in den menschlichen Atemwegen und der Einfluß der unregelmäßigen Verzweigungen des Bronchialsystems auf den Atmungsverlauf in verschiedenen Lungenbezirken
-Pflüg. Arch. f. die ges. Physiologie 162, 226-299, 1915.
141. Rowe L.D.:
Airway obstruction in the pediatric patient.
-Primary Care 9, 317-336, 1982.

142. Rubin H.J., M. LeCover, W. Vamard:
Vocal intensity, subglottic pressure and airflow relationships in singers.
-Folia Phoniat. 19, 393-413, 1967.
143. Sauer H., D. Nolte:
Bodyplethysmographische Messungen bei Patienten mit Tracheal- und Larynxstenosen.
-HNO 23, 178-180, 1975.
144. Schäfer K.E.:
Atmung.
In: Landois-Rosemann: Physiologie des Menschen, 28. Aufl., Band 1, 187-233, Urban und Schwarzenberg, Berlin, München, 1960.
145. Scherer R.C., I.R. Titze, F. Curtis:
Pressure-flow relationships in two models of the larynx having rectangular glottal shapes.
-J. Acoust. Soc. Am. 73, 668-676, 1983.
146. Schiratzki H.:
Upper airflow resistance in normal man during mouth breathing.
-Acta Otolaryngol. 58, 535-548, 1964.
147. Schiratzki H.:
Upper airway resistance during mouth breathing in patients with unilateral and bilateral paralysis of the recurrent laryngeal nerve.
-Acta Otolaryngol. 59, 475-496, 1965.
148. Schiratzki H.:
The oral and laryngeal components of the upper airway resistance during mouth breathing.
-Acta Otolaryngol. 60, 71-82, 1965.
149. Schmidt-Nowara W., E.J. Marder, P.A. Feil:
Respiratory failure in Myasthenia gravis to vocal cord paresis.
-Arch. Neurol. 41, 567-568, 1984.

150. Schönthal H., J. Kyambi:
Die Bedeutung der inspiratorischen Sekundenkapazität für
die Diagnose von stenosierenden Prozessen im Bereich des
Kehlkopfes und der Trachea.
-Z. Laryngol. Rhinol. Otol. 48, 427-435, 1969.
151. Schumann K.:
Funktionsanalyse der oberen Luftwege. Drei verschiedene
Methoden und ihre klinische Anwendung.
-Habilitationsschrift, Freiburg, 1975.
152. Schumann K., C. Beck, C. Holm:
Objektive Atemwegswiderstandsmessungen bei Recurrensparesen
und hypotonen Dysphonien.
-Laryngol. Rhinol. 54, 969-976, 1975.
153. Schumann K., C. Beck, G. Lange, W. Mann:
Funktionelle Ergebnisse von Trachealplastiken.
-Laryngol. Rhinol. 55, 453-460, 1976.
154. Schwabe F., C. Siegert:
Bemerkungen zum Beitrag 'Vocal intensity, subglottic
pressure and air flow, relationship in singers'.
-Folia Phoniater. 25, 150-154, 1973.
155. Siegert C.:
Der intrathorakale Druck und seine Beziehungen zur
Stimmfunktion.
-Folia Phoniater. 21, 98-104, 1969.
156. Shurin P.A.:
Commentary on recent pediatric literature relevant to
otolaryngology.
-Ann. Otol. 89, 93-96, 1980.
157. Simone A.F., J.S. Ultmann:
Longitudinal mixing by the human larynx.
-Respiration Physiology 49, 187-203, 1982.

158. Skriskas G.J., R.H. Hyland, M.A. Hutcheon:
Using helium-oxygen mixtures in the management of acute
upper airway obstruction.
-Can. Med. Assoc. J. 128, 555-558, 1983.
159. Smith G.J., D.M. Cooper:
Laryngomalacia and inspiratory obstruction in later childhood.
-Arch. Dis. Chil. 56, 345-349, 1981.
160. Smith J.J., A.D. Bain:
Congenital atresia of the larynx. A report of nine cases.
-Ann. Otol. 74, 338-349, 1965.
161. Smith S.:
Le jet d'air relatif aux mouvements des cordes vocales des
deux modèles.
-J.F.O.R.L. 8, 113-118, 1959.
162. Sprenger F.:
Methods for direct and indirect measurement of the subglottic
air-pressure in phonation.
-Stud. Linguist. 12, 98, 1960.
163. Stanescu D.C., J. Pattijn, J. Clément, K.P. van de Woestijne:
Glottis opening and airway resistance.
-J. Appl. Physiol. 32, 460-466, 1972.
164. Stange G., C. Holm, K. Schumann:
Funktionelle Resultate endolaryngealer Lateralfixation.
-Laryngol. Rhinol. 53, 943-949, 1974.
165. Stanley R.B., D.G. Hanson:
Manual strangulation injuries of the larynx.
-Arch. Otolaryngol. 109, 344-347, 1983.
166. Streeter V.L.:
Fluid mechanics.
-McGraw-Hill, New York, 1971.

167. Strong M.S., J. Incze, C.W. Vaughan:
Field cancerization in the aerodigestive tract - its
etiology, manifestation and significance.
-J. Otolaryngol. 13, 1-6, 1984.
168. Taylor G.:
The dispersion of matter inturbulent flow through a pipe.
-Proc. Roy.Soc. Lond. A, 223, 446-468, 1954.
169. Thiele W.,B. Selchow:
Die spirographische Differenzierung der Atembehinderung.
-Dtsch. Ges. wesen. 21, 2122-2125, 1966.
170. Thom A.:
Arithmetical solution of problems in steady viscous flow.
-Aeron. Res. Com. Rpts. Memoranda No. 1475, London, 1932.
171. Titze I.R., D.T. Talkin:
A theoretical study of the effects of various laryngeal
configurations on the acoustics of phonation.
-J. Acoust. Soc. Am. 66, 60-74, 1979.
172. Titze J.R.:
Comments on the myoelastic aerodynamic theory of phonation.
-J. Speech & Hearing Res. 23, 495-510, 1980.
173. Töllner U., G. Stursberg, W. Pirsig, R. Mayer:
Behaarter Nasenrachenpolyp als respiratorischer Notfall.
-Monatsschr. Kinderheilk. 131, 804-805, 1983.
174. Tonndorf J.:
Zur Physiologie des menschlichen Stimmorganes.
-Z. Hals-Nasen-Ohrenheilk. 22, 412-423, 1928.
175. Tophan J.M., D.W. Empey:
Practical assessment of obstruction in the larynx and the
trachea.
-J. Laryngol. Otol. 88, 1185-1193, 1974.

176. Truckenbrodt E.:
Lehrbuch der angewandten Fluidmechanik.
-Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 1983.
177. Ueda N., M. Ohyama, J.E. Harvey, G. Mogi, J.H. Ogura:
Subglottic pressure and induced live voices of dogs with
normal, reinnervated and paralyzed larynges.
-Laryngoscope 81, 1948-1959, 1971.
178. Ultmann J.S., D.W. Weaver:
Concentration sampling methods in relation to the computation
of a dispersion coefficient.
-Chem. Eng. Sci. 34, 1170-1172, 1979.
179. Voigt V.:
Eine einfache Technik zur Anfertigung von Tracheobroncho-
grammen in normalen Schichtgeräten.
-Röntgenblätter 17, 33-42, 1964.
180. Walander A.:
The mechanism of origin of congenital malformation
of the larynx.
-Acta Otolaryngol. 45, 425, 1955.
181. Weaver D.W., J.S. Ultmann:
Axial dispersion through tube construction.
-J. Am. Inst. Chem. Eng. 26, 9-15, 1980.
182. Wegel R.L.:
Theory of vibration of the larynx.
-Bell. System. Techn. J. 9, 207-227, 1930.
183. Weingärtner M.:
Das Röntgenverfahren in der Laryngologie.
-Berlin, 1914.
184. Weismann R.A., R.F. Canalis, W.J. Powell:
Laryngeal sarcoidosis with airway obstruction.
-Ann. Otol. 89, 58-61, 1980.

185. Weissleder H., J. Emmrich, D. Emmrich:
Röntgenologische Messungen bei Gesunden und Erkrankungen
paratrachealer Organe.
-Radiol. Clin. 31, 141-149, 1962.
186. Whited R.E.:
Posterior commissure stenosis post long-term intubation.
-Laryngoscope 93, 1314-1318, 1983.
187. Wilms D., J. Popovich, W. Conway, S. Fujita, F. Zorick:
Anatomic abnormalities in obstructive sleep apnea.
-Ann. Otol. 91, 595-596, 1982.
188. Wittenborg M.H., M.T. Gyepes, D. Crocker:
Tracheal dynamics in infants with respiratory distress,
stridor and collapsing trachea.
-Radiol. 88, 653-662, 1967.
189. Wollersheim H.C.H., R.S.G. Holdrinet, C. Haanen:
Clinical course and survival in 16 patients with localized
plasmocytoma.
-Scand. J. Haematol. 32, 423-428, 1984.
190. Woo P., S. Eurenus:
Dynamics of venturi jet ventilation through the operating
laryngoscope.
-Ann. Otol. 91, 615-621, 1982.
191. Yanagihara N., H. von Leden:
The cricothyroid muscle during phonation.
-Ann. Otol. 75, 987-1006, 1966.
192. Yanagisawa E., J.N. Hausfeld, M.L. Pensak:
Sudden airway obstruction due to pedunculated laryngeal
polyps.
-Ann. Otol. 92, 340-343, 1983.

An dieser Stelle möchte ich allen Mitarbeitern des Forschungslabors der Hals-Nasen-Ohrenklinik meinen Dank aussprechen, die mir das Erstellen der vorliegenden Arbeit ermöglicht haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Vosteen für die Anregung zum Thema.

Herrn Professor Dr. Hort vom Institut für Pathologie und Herrn Professor Dr. Schweitzer vom Institut für Rechtsmedizin danke ich für die Unterstützung dieser Arbeit durch ihre Institute.

Frau Otgert Bull fühle ich mich wegen der unermüdlichen Assistenz bei Experiment, Messung und Dokumentation besonders verpflichtet.

Bei Frau Maria Ahlrichs-Geising möchte ich mich für die stete Hilfsbereitschaft bei der Erstellung der Zeichnungen und des Literaturverzeichnisses bedanken.

